



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI DÖNER ALET ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN
ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ KÖKLERİN KIRILMA
DİRENCİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diyar DİRİK

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Aylin KALAYCI**

**ANKARA
2024**

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI DÖNER ALET ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİNİN
ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ KÖKLERİN KIRILMA
DİRENCİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Diyar DİRİK

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aylin KALAYCI

ANKARA
2024

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına,

Uzmanlık Tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Döner Alet Şekillendirme Sistemlerinin Endodontik Tedavi Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Diyar DİRİK

Tarih: 27.06.2024

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında Diyar DİRİK tarafından hazırlanan “Farklı Döner Alet Şekillendirme Sistemlerinin Endodontik Tedavi Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

27.06.2024

Prof. Dr. Aylin KALAYCI

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Berna ASLAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

Üye

Doç. Dr. Selen İNCE YUSUFOĞLU

Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

Üye

ÖZET

Farklı Döner Alet Şekillendirme Sistemlerinin Endodontik Tedavi Görmüş Köklerin Kırılma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo, Rotate Ni-Ti döner eğe sistemleri ile prepare edilmiş kök kanallarının, AH Plus kök kanal patı ile tek kon tekniğinin kullanılarak doldurulmasının kırılma direncine olan etkisini değerlendirmektir. Çalışmamızda 105 adet alt çene premolar insan dişi kullanılmıştır. Dişler kalan kök uzunlukları 13 mm olacak şekilde kronlarından ayrıldıktan sonra rastgele seçilen 21 diş kontrol grubu olarak ayrılmış ve hiçbir işlem uygulanmamıştır. Kalan dişler ise 4 eşit gruba bölünerek, ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo, Rotate Ni-Ti döner eğe sistemleri ile prepare edilmişlerdir. Kök kanal dolguları AH Plus kök kanal patı kullanılarak tek kon tekniği ile tamamlanmıştır. Kök kanal dolguları tamamlandıktan sonra tüm kontrol ve deney gruplarına ait dişler 5 mm akrilik rezin içerisinde kalacak şekilde gömülmüştür. Akrilik rezine gömülmüş olan dişlere Universal Test Cihazı kullanılarak kuvvet uygulanmış ve dişlerin kırıldığı noktadaki kuvvet Newton(N) olarak kaydedilmiştir. Elde edilen verilerin analizinde tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır ve $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Çalışmamız sonuçlarına göre, en yüksek kırılma direnci kontrol grubunda bulunurken, en düşük kırılma direncine sahip olan grup Race Evo grubunda tespit edilmiştir. Kontrol grubu ile resiproc grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p>0.05$) Kontrol grubu ProTaper Gold, Race Evo, Rotate deney grupları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0.05$) Resiproc grubu, ProTaper Gold, Race Evo, Rotate deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0.05$)

Anahtar Sözcükler: Kırılma Direnci, ProTaper Gold, Resiproc

SUMMARY

Evaluation of the Effect of Different Rotary Instrument Forming Systems on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Roots

The aim of this study is to evaluate the effect of filling root canals prepared with ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo, Rotate Ni-Ti rotary file systems, on the fracture resistance of filling with AH Plus root canal sealer using the single cone technique. In our study, 105 mandibular premolar human teeth were used. After the teeth were separated from their crowns so that the remaining root length was 13 mm, 21 randomly selected teeth were allocated as the control group and no procedure was applied. The remaining teeth were divided into 4 equal groups and prepared with ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo, Rotate Ni-Ti rotary file systems. Root canal fillings were completed with the single cone technique using AH Plus root canal sealer. After the root canal fillings were completed, the teeth of all control and experimental groups were embedded in 5mm acrylic resin. Force was applied to the teeth embedded in acrylic resin using the Universal Testing Machine, and the force at the point where the teeth broke was recorded as Newton(N). One-way ANOVA test was used to analyze the data obtained and $p < 0.05$ was considered statistically significant. According to the results of our study, the highest fracture resistance was found in the control group, while the group with the lowest fracture resistance was found in the Race Evo group. No statistically significant difference was found between the control group and the Resiproc group. ($p > 0.05$) The control group showed statistically significantly higher fracture resistance compared to the ProTaper Gold, Race Evo, Rotate experimental groups. ($p < 0.05$) The Resiproc group showed statistically significantly higher fracture resistance than the ProTaper Gold, Race Evo, Rotate experimental group. ($p < 0.05$)

Key Words: Fracture Resistance, ProTaper Gold, Resiproc

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
Özet	iv
Summary	v
İçindekiler	vi
Önsöz	viii
Simgeler ve Kısaltmalar	ix
Şekiller	x
Çizelgeler	xi

1.GİRİŞ	1
1.1.Kök Kanal Preparasyonunun Diş Üzerine Etkileri	2
1.2.Kök Kanallarının Preparasyonunda Kullanılan Aletler	2
1.2.1.El Aletleri	3
1.2.1.1.Tirnerfler	3
1.2.1.2.Reamerler	4
1.2.1.3.K-Tipi Eğeler	4
1.2.1.4. H-Tipi Eğeler	4
1.2.2. Düşük Hızlı Döner Aletler	5
1.2.2.1. Gates Glidden Ve Peaso Reamer	5
1.2.3.1. Ni-Ti Döner Aletler	6
1.3.Kanal Eğesinin Bölümleri	7
1.4.Kök Kanal Aleti Yapımında Kullanılan Alaşımlar	9
1.4.1.Paslanmaz Çelik Alaşımın Özellikleri	10
1.4.2.Nikel Titanyum Alaşımın Özellikleri	10
1.4.2.1 Nikel Titanyum Eğelerin Fiziksel Ve Kimyasal Özellikleri	11
1.5.1.Birinci Jenerasyon Eğeler	15
1.5.2.İkinci Jenerasyon Eğeler	15
1.5.3.Üçüncü Jenerasyon Eğeler	16
1.5.4.Dördüncü Jenerasyon Eğeler	16
1.5.5.Beşinci Jenerasyon Eğeler	16
1.6.Çalışmamızda Kullanılan Döner Alet Sistemleri	16
1.6.1. Race Evo	16

1.6.2.Protaper Gold	18
1.6.3.Resiproc	19
1.6.4 Rotate	20
1.7. Kök Kırıkları	21
1.8. Konu İle İlgili Çalışmalar	22
2.GEREÇ VE YÖNTEM	24
2.1. Örneklerin Seçilmesi Ve Hazırlanması	24
2.2. Kontrol Ve Deney Gruplarının Oluşturulması	25
2.3. Kök Kanallarının İrrigasyonu	28
2.4. Kök Kanallarının Doldurulması	28
2.5. Köklerin Akrilik Resin Bloklara Gömülmesi	29
2.6. Universal Test Cihazında Kırılma Testinin Uygulanması	30
2.7. İstatistiksel Analiz	32
3.BULGULAR	33
4.TARTIŞMA	37
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	46
KAYNAKLAR	47
EKLER	60
ÖZGEÇMİŞ	61

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve tez çalışmamın her aşamasında büyük bir sabır ve özenle bana yardımcı olan, bilgi ve tecrübelerini paylaşan, yol gösteren, hoşgörüsüyle her konuda desteğini hissettiğim, değerli danışman hocam Prof. Dr. Aylin KALAYCI' ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan ve beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum kıymetli arkadaşlarım Dt. Gülseren Anar, Dt. Elçin Yener, Dt. Hamdi Alperen Yalçın, Dt. Damla Göçmen, Uzm. Dt. Berkuk Sayar, Uzm. Dt. Ömer Faruk Topkara ve Uzm. Dt. Gizem Aynur'a,

Hayatım boyunca benden desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmeme vesile olan aileme,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık sürecimin tüm zorluklarında da desteği ile yanımda olan Dt. Burçe Nur Yılmaz'a,

Ülkemizin kurucusu ve bilimin yol açıcısı olarak bu eğitimi almamızı sağlayan Mustafa Kemal ATATÜRK'e

Sonsuz teşekkürler.

SİMGELER VE KISALTMALAR

>	Büyüktür
°	Derece
<	Küçüktür
%	Yüzde
P	Anlamlılık Düzeyi
Af	Östenit Bitiş Sıcaklığı
vd	Ve Diğerleri
Rpm	Dakikadaki Tur Sayısı
As	Östenit Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
CM Wire	Control Memory Wire
EDM	Electric Discharge Machining
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
ISO	International Organization for Standardization
Mf	Martenzit Dönüşüm Bitiş Sıcaklığı
M-Wire	Memory Wire
Mm	Milimetre
Ms	Martenzit Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
N	Newton
Ncm	Newton/Santimetre
Ni-Ti	Nikel Titanyum
NaOCI	Sodyum Hipoklorit
RTTR	Ters Geçiş Sıcaklığı Aralığı
SAF	Self Adjusting File
SS	Standart Sapma
SPSS	Statistical Package for The Social Sciences
TTR	Geçiş Sıcaklığı Aralığı

ŞEKİLLER

Şekil 1. 1. Tirnerf	3
Şekil 1. 2. Reamer	4
Şekil 1. 3. K tipi eğe ve kesiti	4
Şekil 1. 4. H tipi eğe ve kesiti	5
Şekil 1. 5. Gates-glidden frez	5
Şekil 1. 6. Kanal aletinin bölümleri	8
Şekil 1. 7. Radyal Alan ve Rölyef	9
Şekil 1. 8. Rake Açısı	9
Şekil 1. 9. Race Evo eğeleri	18
Şekil 1. 10. ProTaper Gold eğeleri	19
Şekil 1. 11. Resiproc eğeleri	20
Şekil 1. 12. Rotate eğeleri	21
Şekil 2. 1. Su Soğutması Altında Çalışan Kesme Cihazı (Microcut Precisioncutter)	25
Şekil 2. 2. Çalışmamızda Kullanılan ProTaper Gold Eğeleri	26
Şekil 2. 3. Çalışmamızda Kullanılan MotoPex Endomotor	26
Şekil 2. 4. Çalışmamızda Kullanılan Resiproc Eğe Sistemi	27
Şekil 2. 5. Çalışmamızda kullanılan FKG Race Evo Ni-Ti Döner Aletler	27
Şekil 2. 6. Çalışmamızda kullanılan VDW Rotate Ni-Ti Döner Aletler	28
Şekil 2. 7. Çalışmamızda Kullanılan AH Plus Kök Kanal Patı	29
Şekil 2. 8. Kırık testi için hazırlanmış örnekler	30
Şekil 2. 9. Universal Test Cihazı	30
Şekil 2. 10. Universal Test Cihazına Yerleştirilmiş Örnek	31
Şekil 2. 11. Örneklerin Kırılması	31
Şekil 3. 1. Tüm Gruplara Ait Ortalama Kırılma Direnci Değerleri (Newton)	34

ÇİZELGELER

Çizelge 2. 1. Normallik testi sonuçları	32
Çizelge 3. 1. Kontrol ve Deney Gruplarına Ait Kırılma Testi Sonucu Elde Edilen Ortalama ($\pm$ SS), Minimum ve Maksimum Değerleri(Newton)	33
Çizelge 3. 2. Gruplara göre tek-yönlü ANOVA sonuçları	34
Çizelge 3. 3. Kontrol ve Deney Gruplarının kırılma dirençlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	36



1.GİRİŞ

Endodontik tedavinin temel amacı kök kanallarının preparasyonunu takiben üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıdır (Berman & Hargreaves, 2020). Endodontik tedavinin en önemli basamaklarından biriside kök kanallarının biyomekanik olarak hazırlanmasıdır (Peters, 2004). Kök kanal preparasyonu, daha sonra yapılacak olan prosedürlerin başarılı olmasını büyük ölçüde etkilemektedir (Li, 1988).

Kök kanallarının preparasyonundaki amaç, mekanik olarak enfekte dokuların uzaklaştırılması ile preparasyonun kimyasal aşaması için gerekli alanı sağlamaktır. Bu işlemler “kemomekanik preparasyon” olarak da adlandırılmaktadır (Berman ve Hargreaves, 2020). Kemomekanik preparasyonun başarılı olarak uygulanabilmesi için kök kanallarının apikal foramenden koronale doğru genişleyen bir konik formda olması istenir. Bu sayede irrigasyon ve medikaman uygulamalarının daha etkili olacağı bildirilmiştir (Berman & Hargreaves, 2020). Uygun kanal formu elde etmek için;

1. Kök kanalının ana hatlarına sadık kalınarak köklerin ve kanalların doğal kurvaturleri dikkate alınarak, kanalın genişletilmesinde bu kurvatur korunmaya çalışılmalıdır. Başarılı bir şekilde prepare edilmiş bir kanalda, kanalın düzleştirilmesiyle foramen apikalenin yeri değiştirilmemelidir.
2. Kanal, dolgu maddelerinin kolaylıkla yerleştirilebileceği bir şekilde olmalıdır.
3. Herhangi bir artık doku bırakılmamalıdır.
4. Genişletme sonucunda, kök kanalının en dar yeri dentin-sement birleşimine yakın olan apikal daralım bölgesinde olmalıdır.
5. Kanal preparasyonu, geride kalan diş yapılarının dayanıklılığını ve işlevsel bütünlüğünü devam ettirmesini sağlayabilecek bir genişlik göstermelidir.
6. Kök kanalı, apikal daralım bölgesine doğru gittikçe daralan, ters konik şekilde olmalıdır. Kanal genişletilmesinde ilk dikkat edilecek konu apikalde daralımın bulunmasıdır (rezistans formu).
7. Apikal şekillendirme, apikal daralımı genişletmeden, koronale doğru açılan, irrigan ve ilaçların taşırılmayacağı, kök kanal dolgusunun üç boyutlu olarak yerleştirilebileceği boyutlarda olmalıdır.
8. Kök kanallarında alet kırılmamalı, perforasyon ve basamak oluşturulmamalıdır.

9. Özellikle lateral kondensasyonun uygulanacağı durumlarda, apikal üçlüde kanal duvarlarında retansiyon formu (apikal boyun bölümü) sağlanmış olmalıdır. Retansiyon formu elde etmek için, apikal üçlüde duvarlar 1-2 mm'den fazla 3-4 mm'den az olacak şekilde paralel olarak hazırlanmalıdır.

10. Retansiyon formundan giriş kavitesi preparasyonuna kadar bir açılma bulunmalıdır (flaring). Flaring şekli yeterli boşaltma, etkin irrigasyon ve üç boyutlu bir kök kanal dolgusu için zorunludur (Alaçam vd., 2012).

1.1.Kök Kanal Preparasyonunun Diş Üzerine Etkileri

Endodontik tedavinin uzun vadeli prognozu değerlendirilirken, kök kanal tedavili dişlerin kırılma dirençlerindeki azalma ciddi bir endişe kaynağı olmaya devam etmektedir. Endodontik tedavi görmüş dişlerin yapısal bütünlüğü, uzun süreli prognozda kritik bir faktördür (Reeh vd., 1989). Bu nedenle uzun vadeli kök kanal tedavisi başarısı için kök kanal morfolojisi, kemomekanik preparasyon süreçleri ve kavite tasarımları hakkında bilgi sahibi olmak gereklidir (Chan vd., 2022).

Endodontik tedavi, dentinin su içeriğinde azalmaya neden olmaktadır. Dentin dokusundaki su içeriğinin azalması ise dentin dokusunun daha fazla gerilmesine ve dişin kırılmasına kadar gidebilecek çatlakların oluşmasına neden olabilir (Soares vd., 2007). Bir dişin kırılmaya karşı direnci iç ve dış anatomisine bağlıdır. Dişin iç anatomisi kök kanal preparasyonu sırasında yapılan mekanik enstrümantasyon ile değiştirilmektedir (Ricks-Williamson vd., 1995). Yapılan çalışmalar endodontik tedavi görmüş dişlerin yapısal bütünlüğünü korumak için kök dentinini korumanın önemini göstermiştir (Ricks-Williamson vd., 1995; Sathorn, Palamara, & Messer, 2005). Konservatif ve daha oval şekilli kök kanal preparasyonlarının stres alanlarını ortadan kaldırdığı ve mikro çatlak oluşumu insidansını düşürdüğü ileri sürülmüştür (Sathorn, Palamara, Palamara, vd., 2005).

1.2.Kök Kanallarının Preparasyonunda Kullanılan Aletler

Kök kanallarının mekanik preparasyonu giriş kavitesinin açılması ve kök kanal ağzlarının bulunmasıyla başlamaktadır. Kök kanal sisteminin şekillendirilmesi bittiğinde, apikal daralımdan koronale doğru genişleyen ve orijinal kök kanal yolunu takip eden bir

koniklik sağlanmalıdır (Berman ve Hargreaves, 2020). Kök kanallarının şekillendirilmesi amacıyla günümüze kadar çeşitli genişletme teknikleri ve ege sistemleri geliştirilmiştir.

Kök kanal preparasyonunda kullanılan kök kanal şekillendirme aletleri genel olarak 3 gruba ayrılmaktadır (Berman ve Hargreaves, 2020):

- **Grup 1:** El aletleri (Tirnerfler, Reamerler, K-tipi ve H-tipi eğeler)
- **Grup 2:** Düşük hızlı aletler (Gates-Glidden ve Peeso-Reamer)
- **Grup 3:** Motorla kullanılan aletler (Ni-Ti döner aletler, Self Adjusting File, sonik ve ultrasonik aletler vb.)

1.2.1.El Aletleri

1.2.1.1.Tirnerfler

Farklı çaplarda paslanmaz çelik silindirik bir tel üzerinde düz veya dikensi çıkıntılara sahip şekilde üretilir. En küçük tirnerf dikenli çıkıntılarıyla beraber #25 numaralı alet ebatında üretilmektedir. Pulpa dokusunu, pansuman malzemelerini, gütta perka parçalarını kök kanalından uzaklaştırmak için kullanılır. Kırılma riskinden dolayı dikkatli kullanılmalıdır (Peters & Peters, 2006).



Şekil 1. 1. Tirnerf

1.2.1.2.Reamerler

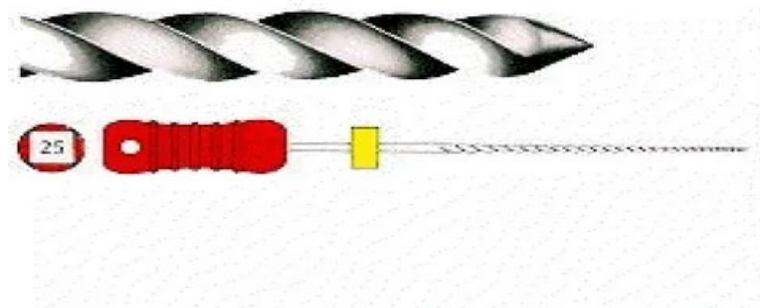
Yatay kesiti üçgen veya kare olan paslanmaz çelik tellerin bükülmesiyle üretilir. Tasarım olarak K-tipi eğelere benzer ama daha az spiral içerir ve daha esnektir. Kanala girdikten sonra saat yönünde çeyrek ya da yarım tur rotasyon ile bıçakları dentine bağlandıktan sonra kanaldan çekilir (Carrotte, 2004).



Şekil 1. 2. Reamer

1.2.1.3.K-tipi Eğeler

Paslanmaz çelik telin bükülmesiyle üretilir. Kanallara girme ve genişletmede etkilidir. Uçları keskin değildir. Reamerlere göre yivleri daha sık ve kesici kenar sayısı fazladır. Esas olarak döndürme hareketi yapmadan kullanılır, ancak döndürme (reaming motion) hareketi ile de kullanılabilir (Çalışkan, 2006).

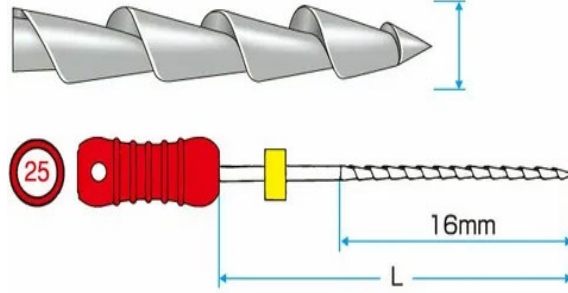


Şekil 1. 3. K tipi eğe ve kesiti

1.2.1.4. H-tipi Eğeler

Paslanmaz çelik telin aşındırılması ile üretilir. Daha yüksek pozitif kesme açısına sahip olduğundan K-tipi eğelerden daha fazla kesme kabiliyetine sahiptirler. Yalnızca çekme

hareketi ile kesmeyi sağlar. H-tipi eğeler ile reaming veya rotasyon hareketi yapılmaz, kanalda yol bulucu olarak kullanılmaz (Metzger vd., 2011).



Şekil 1. 4. H tipi eğe ve kesiti

1.2.2. Düşük Hızlı Döner Aletler

1.2.2.1. Gates Glidden ve Peaso Reamer

Bu gruptaki aletler kök kanal dolgusunu uzaklaştırmak, post boşluğu hazırlamak ve kök kanal boşluğunu şekillendirmek için kullanılır. Bu gruptaki aletlere Gates-Glidden frezleri ve peaso reamer örnek verilebilir. Kanalin koronal üçlüsünün şekillendirilmesinde kullanılırlar. Yan yüzleri keskin uç kısımları kesici değildir. Kanalin düz kısımlarında kullanılmalı, eğimli kanalda eğimin başladığı noktayı geçmemelidir. Yüksek hızda ve basınçla kullanılması, yanlış açıyla kanala yerleştirilmesi ve eğimin ilerisine zorlanması perforasyona yol açabilir (Wu vd., 2005).



Şekil 1. 5. Gates-glidden frez

1.2.3. Motorla Kullanılan Aletler

1.2.3.1. Ni-Ti Döner Aletler

Nikel-titanyum alaşımların kullanılması endodontide yeni bir dönemin başlangıcı olmuştur. Böylece, kök kanal preparasyonu ihtiyaçlarını karşılayabilecek, daha kısa sürede hem diş hekimi hem de hastanın daha fazla konforu için aletler geliştirilmiştir. Son birkaç yılda, Ni-Ti alaşımlar için yüzey ve termal işlemler ve yeni hareket stratejilerinin oluşturulması dahil birçok değişiklikler yapılmıştır (Gavini vd., 2018).

1988 yılında Walia ve arkadaşları ortodontik bir telin işlenmesiyle yapılan ilk el ile kullanılan Ni-Ti endodontik aletleri tanıtmışlardır (Thompson, 2000). Wildey ve Senia'nın 1989 yılında Canal Master adlı kanal aletini tanıtmaları ile Canal Master U sistemi geliştirilmiş ve bu sayede ilki Lightspeed olmak üzere Ni-Ti esaslı döner sistemlerin gelişmesine katkıda bulunmuşlardır (Wildey, 1989).

2001 yılında aynı aletin kesme olukları boyunca değişken koniklikler içeren ProTaper sistemi (Dentsply Sirona, New York, PA, ABD) tanıtılmıştır. Bu özellik dışbükey üçgen kesiti ile birleştiğinde, kök kanal preparasyonu sırasında aletlerin kanalın belirli bir bölgesinde çalışmasına olanak sağlayarak eğenin, dentin duvarlarıyla temasını azaltmakta ve alet üzerindeki stresi düşürmektedir (Ruddle, 2005). 2006 yılında, aletin özelliklerinin iyileştirilmesiyle, bazı aletlerin kesiti değiştirilmiş, sisteme ilave apikal preparasyon yapan eğeler eklenerek ProTaper Universal adında yeni bir nesli ortaya çıkmıştır. Bu modifikasyonlarla esnekliğin artırılması ve alet kırıklarının azaltılması amaçlanmıştır (Gambarini vd., 2008; Kim vd., 2008).

Son zamanlarda daha az kanal aleti kullanılarak daha kısa sürede şekillendirme yapan tek eğe sistemleri geliştirilmiştir. Resiprokasyon hareketi ile kullanılan WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi tek eğe sistemine örnek olarak verilebilir. Resiprokasyon hareketinin, rotasyon hareketine göre dentin için daha güvenli olduğu iddia edilmektedir (Berutti vd., 2012).

Resiprokal eğeler, balanced-force tekniğine benzeyen resiprokasyon hareketiyle çalışırlar (Obermayr vd., 1991). Resiprokal hareket, burulma ve eğilme (fleksural) gerilimini en aza indirir ve kök kanallarında transportasyon oluşumunu azaltır. (Obermayr ve ark., 1991,

Bender & Freedland, 1983). Resiprokal hareket, şekillendirme işlemi sırasında kesme yönünde daha geniş bir dönme açısı (yüksek etkinlik için) ve aksi yönde daha dar bir açı (kök kanalı anatomisine uyum sağlarken kanal boyunca ilerlemek için) ile eğenin dönüş yönünün sürekli değişmesini sağlar. Bu optimize edilmiş açılar aynı zamanda 'vidalama' etkisi ve eğenin kırılma riskinin azaltılmasına yardımcı olur (Yared & Ramli, 2013).

Twisted File Adaptive (SybronEndo, Orange, CA ABD), hem rotasyon hemde resiprokasyon hareketi yapan döner eğe sistemidir. Az veya hiçbir kuvvet yokken rotasyon hareketiyle çalışırken, dentine sıkıştığında veya baskı ile karşılaştığında resiprokasyon hareketiyle çalışır. Bu aletler R-faz ısıtma işlem teknolojisi ile üretilmişlerdir (Capar, Arslan, vd., 2014). Twisted File Adaptive'nin, ProTaper Universal ve WaveOne sistemlerine göre dentinde daha az çatlağa neden olduğu rapor edilmiştir (Karatas vd., 2015).

Self Adjusting File (SAF) üç boyutlu olarak temizleme, şekillendirme ve yıkama yapabilen tek eğe sistemidir. SAF, kök kanallarına tüm eksenlerde hafif ve sürekli basınç uygulayarak orijinal anatomiye uygun şekillendirme yapar (Metzger vd., 2010).

Ni-Ti döner aletler, el aletleri ile karşılaştırıldığında preparasyon süresini kısaltma ve prosedürel hataları minimize etme gibi avantajlara sahiptir. Ancak bunun yanında büyük taper açısına sahip döner aletler dentin dokusunda çatlaklara neden olabilir. Kim ve ark. (2010), Ni-Ti döner aletlerin tasarımı ile vertikal kök kırıkları arasında bir ilişki olduğunu ileri sürmüşlerdir. Ni-Ti döner aletler aynı zamanda oval kanalların preparasyonunda da yeterince başarılı değillerdir (Kim vd., 2010a).

Farklı üreticiler tarafından Nikel-Titanyum (Ni-Ti) esaslı çeşitli döner alet sistemleri üretilmiştir. Çoğu klinisyen zaman tasarrufu ve kesme etkinliği gibi avantajlarından dolayı bu sistemleri tercih etmektedirler (Schafer & Lau, 1999; Vaudt vd., 2009). Buna rağmen, Ni-Ti döner alet sistemlerinin preparasyon esnasında dişte meydana getirdikleri streslere bağlı gelişen dentin hasarları halen bir tartışma konusudur (Kim vd., 2010a).

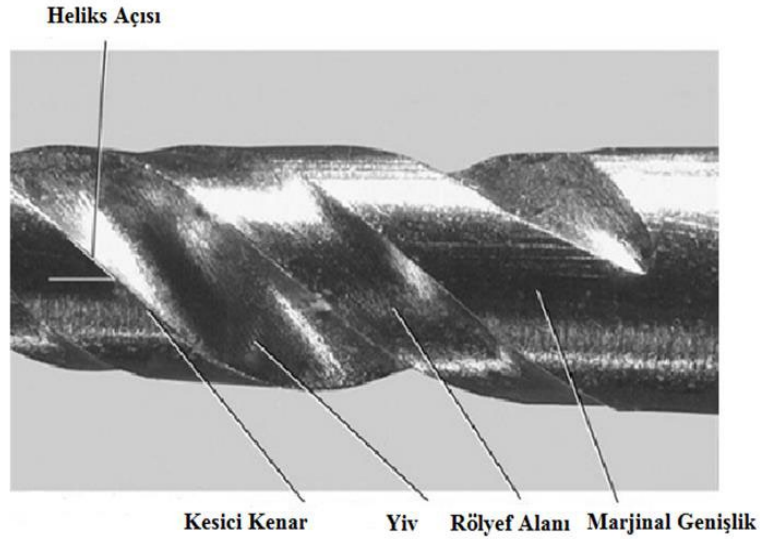
1.3.Kanal Eğesinin Bölümleri

Endodontik tedavide, kanal eğesinin etkin bir şekilde kullanılabilmesi için hekimin kullandığı eğenin bölümlerini ve tasarımını bilmesi büyük önem taşımaktadır. Ni-Ti döner

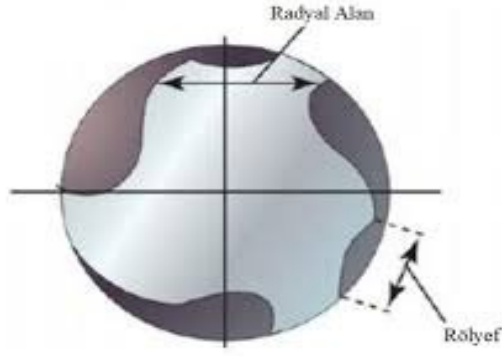
aletler kendilerine özgün tasarım özellikleri göstermektedir. Bu özelliklerin başlıcaları; uç tasarımı, koniklik dizaynı, yiv, kesici kenar, marjinal genişlik/radyal alan, heliks açısı, eğiklik/rake açısı ve kesme açısı/etkili eğiklik açısıdır (Metzger vd., 2011). Ni-Ti döner aletler, kesici, kısmen kesici ve kesici olmayan olmak üzere üç tip uç tasarımına sahiptir.

Koniklik aletin çalışan kısmı boyunca her 1 mm de alet çapında görülen artış miktarıdır. Örneğin #30 .02 koniklikte bir eğenin uç çapı 0.30 mm'dir ve uçtan sapa doğru her mm'de çapı 0.02 mm kadar artar. Yani uçtan 1 mm gerisinin çapı 0.32 mm, 2 mm gerisinin çapı ise 0.34 mm'dir.

Yiv çalışan kısımda yumuşak doku ve debrisin toplanmasını sağlayan oluktur. Yivin etkinliği; derinliğine, genişliğine ve konfigürasyonuna bağlıdır. Kesici kenar, yiv ve radyal alanın kesişmesiyle oluşan kesme işlemi yapan kenardır. Radyal alan, kesici kenarlar arasında yer alan düz yüzeylerdir (Çalışkan, 2006). Bu alan eğenin çevresi boyunca duvarlara temas eder. Radyal alan, kanal eğesinin vidalanma eğilimini, kanalda sapmayı ve mikroçatlak riskini azaltarak kesici kenarın kesme derinliğini sınırlar. Rölyef(relief) radyal alanların yarattığı sürtünmeyi azaltmak için oluşturulan boşluklardır.

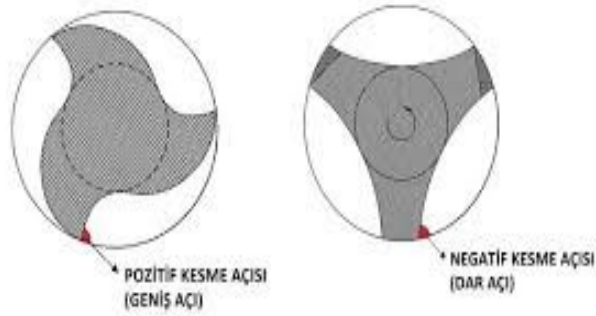


Şekil 1. 6. Kanal aletinin bölümleri



Şekil 1. 7. Radyal Alan ve Rolyef

Heliks açısı, kesici kenarın eğenin uzun aksı ile yaptığı açıdır. Eğenin kullanım şeklini belirler (Metzger vd., 2011). Eğenin uzun aksına dik olacak şekilde yatay kesit alındığında, kesici kenarın eğenin yarıçapı ile yaptığı açıya rake açısı denir. Rake açısı aletin kesiciliğini belirler. Kesici kenar yüzeyle 90 derece açı yaparsa rake açısı nötr olur. Rake açısı pozitif ise kesici kenar çalıştığı yüzeyde kesme işlemi, negatif ise çalıştığı yüzeyde kazıma işlemi yapar (Küçükay vd., 2004).



Şekil 1. 8. Rake Açısı

1.4.Kök Kanal Aleti Yapımında Kullanılan Alaşımlar

Kök kanal aletleri ilk olarak karbon-çelik alaşımdan üretilmiştir. Ancak karbon-çelik alaşımın korozyon direnci düşük olduğu için, kimyasal ajanlar ve sterilizasyon bu aletlerde korozyona sebep olmaktadır. Bu dezavantajlarından dolayı kök kanal aletlerinin yapımında

karbon-çelik alaşım yerine, paslanmaz çelik alaşım kullanılmış ve aletlerin kalitesi artmıştır (Metzger vd., 2011).

1.4.1.Paslanmaz Çelik Alaşımın Özellikleri

Paslanmaz çelik el eğelerinin, eğenin çapının artmasıyla artan bir sertliği bulunmaktadır (Haapasalo & Shen, 2013). Ayrıca; kök kanallarının çoğu eğri olmasına karşın, kanal eğeleri düz şekilde üretilmektedir (Kunert vd., 2010). Eğri kök kanalının şekillendirilmesi sırasında paslanmaz çelik eğelerin kullanımı sonucu; apikal foramenin veya kanalın orijinal konumunun bozulması, apikal zip oluşumu, dirsek oluşumu, basamak oluşumu, perforasyon, kanalın tıkanmasına bağlı çalışma boyu kaybı ve kanalın düzleşmesi gibi düzeltilmesi zor olan değişiklikler oluşabilmektedir (Carvalho vd., 1999; Deplazes vd., 2001). Eğri kök kanalının şekillendirilmesi sırasında, bu istenmeyen değişiklikleri azaltmak amacıyla daha esnek kök kanal aletlerinin üretilmesi gündeme gelmiştir (Wu vd., 2000).

1.4.2.Nikel Titanyum Alaşımın Özellikleri

Ni-Ti kanal aletleri 56% nikel, 44% titanyum içermektedir. Bazı alaşımlarda, %2 oranında nikel, kobalt veya bakır ile yer değiştirmiştir. Ni-Ti alaşımlar, şekil hafızası ve süperelastise özelliklerine sahiptir (Thompson, 2000). Ni-Ti alaşım biyouyumlu ve korozyona karşı dirençlidir.

Ni-Ti kanal aletleri paslanmaz çelik aletlere göre kök kanallarında şekillendirme yaparken daha merkezde konumlanırlar. Ni-Ti kanal aletleri; apikal bölgede transportasyon, zipping, perforasyon ve basamak oluşumu gibi hatalara, çalışma boyu kaybına ve kanal tıkanmasına daha az neden olurlar.

Ayrıca paslanmaz çelik kanal aletlerine göre apikalden daha az debris taşıırlar. Endodontik motorlarla kullanıldığında zaman çalışma süreleri daha kısadır. Pahalıdırlar ve üretimleri zordur. Endodontik motorlarla kullanıldıklarında dokunma hissi alınamaz ve belirti vermeden kırılabilirler (Dagher & Yared, 1995; Küçükay vd., 2004; Versumer vd., 2002).

1.4.2.1 Nikel Titanyum Eğelerin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

NiTi alaşımasının katı fazı sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristal fazı gösterir, bunlar östenitik, martensitik ve ara R fazıdır (Berutti vd., 2003; Thompson, 2000).

Östenitik yüksek sıcaklık fazıdır ve merkezlenmiş kübik bir yapıya sahiptir; bu faz süper elastik mekanik özelliklere ve düşük plastik deformasyona sahiptir. Martensitik, düşük sıcaklık fazıdır ve daha düşük bir sıcaklık aralığında kararlıdır; alaşımın bu hali, büyük esnekliğe sahiptir ve yüksek plastisiteye sahip olarak kolayca deforme edilebilir. R fazı, östenitik ve martensitik fazlar arasında yer alan ara fazdır. Östenitik fazdan martensitik faza geçiş (kayma) süreci sıcaklık, mekanik stres veya her iki bileşenin eş zamanlı etkisiyle gerçekleşebilir (Thompson, 2000). Ni-Ti alaşım, kritik değişim sıcaklığına kadar soğutulduğunda, kristal yapıda değişiklik meydana gelir ve buna martensitik transformasyon denir. Ni-Ti alaşımın martensit fazdan östenit faza dönüşebilmesi veya tersi, hafıza özelliğinin temelini oluşturur. Sıcaklık dönüşüm sıcaklığının altında kaldığı sürece, metal sıcaklıkla verildiği şekilde kalır. Sıcaklık, dönüşüm sıcaklığını geçtiği anda madde asıl şeklini hatırlar ve ilk şekline döner (Çalışkan, 2006).

Ni-Ti alaşımın üretimi sırasında mikroyapıda (dislokasyon, inklüzyon) kusurlar meydana gelebilir ve bunlar alaşımın özelliklerini zayıflatır (Gall & Maier, 2002; Morgan, 2004). Üreticiler kusurları azaltmak ve aletin özelliklerini iyileştirmek için yeni yüzey işlemleri oluşturmaya başlamışlardır. Bu yüzey işlemleri plazma iyon implantasyonu, termal nitridasyon, kriyojenik işlem, elektro-parlatmadır. Yüzey işlemleri kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır, ancak araştırmacılar hala daha iyi performans elde etmek için alaşımın yüzey özelliklerini geliştirmek için nano teknoloji gibi yeni olasılıkları araştırmaktadır (Chan vd., 2023).

Yüksek bir sıcaklıkta Ni-Ti alaşımı östenitik fazdadır. Alaşım soğutulursa, alaşımın kristalleri belirli bir sıcaklıktan, alaşımın tüm kristallerinin martensitik hale geldiği belirli bir sıcaklığa kadar martensitik faza dönüşür. Bu olgunun başladığı sıcaklığa, martenzit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (M_s) adı verilir. Martensitin tamamen dönüştüğü sıcaklığa da martenzit dönüşüm bitiş sıcaklığı (M_f) adı verilir (Shen vd., 2013; Thompson, 2000).

Martensit östenit dönüşümünde olayın başladığı sıcaklığa östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (A_s) ve bu olayın tamamlandığı sıcaklığa östenit bitiş sıcaklığı (A_f) denir (Buehler

vd., 1963; Shen vd., 2013; Thompson, 2000). Yani alaşım, mikroyapısal faz bloğunda değişmez, ancak alaşımın dđnüştüęü bir sıcaklık aralığı vardır ve tamamen martensitik fazda veya östenitik fazda değil, her ikisinin bir kombinasyonundadır. Bu sıcaklık aralığı, geğişin yönüne bağlı olarak Geğiş Sıcaklığı Aralığı (TTR) veya Ters Geğiş Sıcaklığı Aralığı (RTTR) olarak adlandırılır. R fazı bu geğiş sıcaklıkları aralığında çok dar bir bantta bulunur.

Sıcaklıktaki değişime bağlı olarak alaşımda üretilen bu mikroyapısal değişiklikler, atomların kayması işlemiyle meydana gelir. Faz dđnüşüm sırasında makroskobik bir değişiklik gözlenmez, ancak alaşım martensitik fazdaysa ve dışarıdan bir kuvvet uygularsak kolaylıkla deforme olabilir. Alaşımın ısıtılmasıyla deformasyon tersine çevrilebilir. Sıcaklığın TTR'nin (veya RTTR'nin) üzerine çıkması, alaşımın özelliklerinin önceki özelliklerine dđnmesine neden olur. Böylece sıcaklık değişimine bağlı martensitik dđnüşüm, alaşıma şekil hafızası özelliğini kazandırır (Kuhn vd., 2001).

Geleneksel Ni-Ti aletler kullanım sıcaklığında östenitik fazda üretilirler, dolayısıyla geğiş sıcaklık aralığı (TTR) 20 derecenin altındadır. Alet kök kanalı içerisinde mekanik strese maruz kaldığında östenit-martensit dđnüşüme uğrar. TTR, alaşımın üretim sırasında veya sonrasında maruz kaldığı sıcaklık ve basınç işlemleriyle değiştirilebilir. Bu özellik nedeniyle, 37 ila 20 derece arasında değişen kullanım sıcaklığlığında, östenitik, martensitik veya ara R fazında aletler vardır. Ni-Ti alaşımının ısıtılmasıyla martensitin veya ara fazın östenite dđnüşümünün tamamlandığı sıcaklık olan östenit bitirme sıcaklığı (Af), ısıl işlemlerle değiştirilebilir (Buehler & Wang, 1968; Thompson, 2000). Yapılan çeşitli alışmalar, Ni-Ti' nin ısıl işlemlerinin esnekliği artırdığını göstermiştir. Isıl işlemler alet üretiminin farklı aşamalarında veya aletler üretildikten sonra gerçekleştirilebilir (Pereira vd., 2015; Yahata vd., 2009).

Östenitik fazdan martensitik faza geğiş, kanal hazırlığı sırasında endodontik aletlerin yaşadığı mekanik stresin uygulanması sonucu da meydana gelebilir. Çoğu metalde, dış bir kuvvet atom ağında belirli miktarda kaymaya neden olduğunda kalıcı bir deformasyon meydana gelir. Ancak Ni-Ti alaşımlarında bu atomik kayma yerine martensitik dđnüşüme izin verilmektedir (Cohen & Hargreaves, 2011). Deformasyon sırasında östenitikten martensitiğe doğru olan bu faz değişimi kanal aletine süper-elastik özelliği kazandırmaktadır.

Ni-Ti aletlerin mekanik özelliklerinde, iki elementin oranında yapılan küçük değişikliklerle büyük gelişmeler sağlanmıştır. Ancak asıl adım, alaşımların (Ms, Mf, As, Af)

geçiş sıcaklıklarını ayarlamak için termomekanik işlemlerin geliştirilmesidir. Geleneksel NiTi alaşımı, klinik kullanım sırasında östenitik fazda iken termomekanik olarak işlenmiş Ni-Ti alaşımları, klinik koşullar altında R fazını ve martensitik fazda değişken miktarlarda içerir (Pereira vd., 2012). Bu modifikasyonlar, kırılmaya karşı yüksek dirençli, daha esnek kanal eğelerinin üretilmesine yardımcı olur. Ni-Ti' nin ısı işlemleri sayesinde yıllar içinde ortaya çıkan çeşitli alaşımlar vardır.

M-wire (MEMORY WIRE) klinik koşullar altında tamamen östenit fazından oluşmaz, az miktarda martensit ve R fazında içerir (Gao vd., 2012) M-Wire, geleneksel Ni-Ti ile karşılaştırıldığında daha fazla esneklik, döngüsel yorulmaya karşı daha fazla direnç ve daha iyi mekanik özellikler sergiler. M-wire, ProFile GT Series X (GTX; Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK), Profile Vortex (PV; Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ProTaper Next (PTN; Dentsply Tulsa) Dental Specialities, Tulsa, OK) gibi döner alet sistemlerinde kullanılmıştır.

Blue ve Gold Wire ısı işlem görmüş eğelerin rengi, alaşımın ısı işleminden sonra aletin yüzeyini kaplayan bir titanyum oksit tabakasının kalmasından kaynaklanmaktadır. Bu tabakanın kalınlığı mavi alaşımda 60-80 nm, altın alaşımında ise 100-140 nm'dir (Otsuka & Ren, 2005). Bu aletler aynı zamanda kontrollü hafızaya sahiptir ve deforme edilebilirler (Plotino vd., 2014). CM Wire ile Blue ve Gold Wire ısı işlem aletleri arasındaki temel fark, bu aletlerin ısı işleme tabi tutulmadan önce işlenmesidir (Pereira vd., 2013). Tüm Blue ve Gold Wire ısı işlem görmüş eğeler, geleneksel Ni-Ti ve M-Wire alaşımlarına kıyasla daha fazla esneklik ve yorulma direnci göstermiştir (Hieawy vd., 2015; Topcuoglu vd., 2017). Protaper Gold, Protaper Universal ile aynı tasarıma sahiptir ancak daha fazla esnekliğe ve döngüsel yorulmaya karşı daha dirençlidir (Plotino vd., 2017; Uygun vd., 2016).

R fazı Twisted File (TF) sisteminin üretiminde kullanılmıştır. R fazının elastiklik modülü östenit ve martensit fazlarından daha az olduğundan, bu alaşımla yapılan eğeler, daha esnektir. Bu alaşımın östenit bitiş sıcaklığı (Af) oda sıcaklığından daha düşüktür; bununla birlikte alaşım, aşırı burulma yüklerine maruz kaldığında döngüsel yorulmaya ve plastisiteye karşı dirençlidir (Ersoy vd., 2016; Higuera vd., 2015).

2012 yılında CM-Wire (Control Memory) (DS Dental, Johnson City, TN) olarak bilinen başka bir NiTi alaşımı üretildi. CM-Wire telinden yapılan aletler esnek ve şekil hafıza

özelliğine sahiptir. Östenit bitiş sıcaklığı (Af) 50 derece olup, aletin kullanımı sırasında martensit faz oluşur. CM-wire alaşımından yapılan telde döngüsel yorulma direncinde %300-800 artış gözlenmiştir (Pereira vd., 2015; Shen vd., 2011). CM-Wire telinden yapılan aletlerin M-Wire ve geleneksel Ni-Ti aletlerine göre daha fazla esnekliğe ve döngüsel yorulmaya karşı dirence sahip olduğu bulunmuştur (AlShwaimi, 2018).

2016 yılında Hyflex EDM aletleri (Coltene / Whaledent, Altstätten İsviçre) CM-Wire alaşımı ile elektrik deşarjlı işleme (EDM) teknolojisi kullanılarak üretilmiştir (Gundogar & Ozyurek, 2017). EDM, elektriksel olarak iletken malzemelerle kullanılan ve alet üzerinde bir yüzey kaplamasıyla sonuçlanan bir termal erozyon işlemidir (Pirani vd., 2016). HyFlex EDM, Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel Ni-Ti ile karşılaştırıldığında daha yüksek yorulma direnci sergilemektedir (Goo vd., 2017; Iacono vd., 2017). Bunlar eğimli kanalların hazırlanmasında güvenle kullanılmaktadır (Goo vd., 2017; Uslu vd., 2018).

Son zamanlarda XP-endo aletlerin üretimi için MaxWire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex) olarak bilinen bir Ni-Ti alaşım geliştirilmiştir. Max-Wire klinik uygulamalarda hem şekil hafızasına hem de süper elastisiteye sahiptir. Bu eğeler oda sıcaklığında martensitik fazdadır, kanal içi sıcaklığa maruz kaldığında östenitik faza dönüşüp kavisli bir şekil alır. XP-endo aletler kök kanal morfolojisine uyum sağlayarak çalışma boyunca ilerledikçe genişler veya daralır (Bao vd., 2017).

Geleneksel Ni-Ti' nin makineyle işlenmesi sırasında alet yüzeyinde oluşan defektlerin, yorulma prosesinin başlangıcı olduğu ve alet kırılmalarına neden olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma çözüm olarak, üretilen aletin yüzey sertliğini artırmak ve kullanım ömrünü uzatmak için alet yüzeyine çeşitli uygulamalar yapılması önerilmiştir (Cheung vd., 2007). Bu yöntemlerden biri elektrokimyasal yüzey parlatma işlemidir. Yüzeydeki oksit tabakasını daha homojen hale getirip yüzey kompozisyonunu değiştiren bu yöntem, üretim sırasında oluşan defektleri azaltarak metalin korozyon direncini artırmaktadır (Bonaccorso vd., 2007).

Ni-Ti döner aletlerin klinik performansını geliştirmek için uygulanan bir başka yöntem de iyon implantasyonudur. Bu yöntemde, daha sert yüzeyler elde etmek için eğer üzerine nitrojen veya argon gibi iyonların implantasyonu yapılmaktadır (Wolle vd., 2009). Uygulanan bu termal ve kimyasal işlemlerin amacı Ni-Ti aletlerin kullanım başarısını ve ömrünü artırmaktır.

1.5.Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi

İlk kullanılan el aletlerinde karbon çeliği ve paslanmaz çelik kullanılmıştır Paslanmaz çelik aletlerin boyutları arttıkça artan bir sertliğe sahip olduğu görülmüştür. 1988 yılında Walia tarafından nikel titanyum eğeler tanıtılmıştır (Walia vd., 1988). 1990'lı yıllardan bu yana Ni-Ti aletlerin yapısında ve fiziksel özelliklerinde büyük değişimler olmuştur. Ayrıca kullanılan aletlerin tasarımı, şekli ve sayısı büyük oranda değiştirilerek, dentini güçlü bir şekilde kesip çıkaran ve aynı zamanda dar, kavisli kök kanallarında kırılmaya dirençli Ni-Ti döner aletler geliştirilmiştir (Hülsmann vd., 2005). Ni-Ti döner aletlerin kullanımında döngüsel yorgunluk, torsiyonel stres ve klinisyenin bilgi ve deneyim eksikliği nedeniyle alet kırılması gibi zorluklar tespit edilmiştir (Baumann & Roth, 1999; Szep vd., 2001).

1.5.1.Birinci Jenerasyon Eğeler

Birinci jenerasyon döner alet sistemleri ilk olarak 1990'ların ortalarında piyasaya sürülmüştür. En önemli özelliği, tüm çalışma uzunlukları boyunca sabit 0,04-0,06 koniklik ile birlikte pasif kesme radyal alanlara sahip olmalarıdır. Bu kategoride başlıca önemli Ni-Ti döner aletler LightSpeed Endodontics (1992), Profile-Dentsply (1993), Quantec-SybronEndo (1996) ve GT system-Dentsply (1998)'dir (Haapasalo & Shen, 2013). Birinci nesil Ni-Ti döner aletlerin temel eksikliği, şekillendirme için çok sayıda eğenin kullanılmasıdır.

1.5.2.İkinci Jenerasyon Eğeler

İkinci nesil Ni-Ti döner eğeler 2001 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu aletler daha yüksek kesme verimliliğine sahip aktif kesici kenarlara sahiptir, bu nedenle tam temizlik ve şekillendirme elde etmek için gereken alet sayısı önceki nesile kıyasla daha azdır. Bu nesile örnek olarak ProTaper Universal-Dentsply, K3-SybronEndo, Mtwo-VDW, Hero Shaper-Micro-Mega, I Race ve I Race Plus-FKG Dentaire verilebilir (Kuzekanani & Najafipour, 2018; Schafer & Vlassis, 2004).

1.5.3.Üçüncü Jenerasyon Eğeler

Üçüncü nesil Ni-Ti döner eğelerin yapımında üreticiler, teller üzerinde ısıtma ve soğutma prosedürleri kullanılarak Ni-Ti alaşımının metalürjik özelliklerine odaklanarak, eğelerin döngüsel yorgunluğunu azaltıp alet kırılmalarının önüne geçmiştir. Bu nesildeki eğelerin üretiminde M-teli, R-fazı ve elektriksel deşarj yöntemleri uygulanmıştır (Ha vd., 2013; Kuzekanani & Najafipour, 2018). K3 XF Files -SybronEndo, Profile GTX Series-Dentsply, Hyflex CM-Coltene ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa) örnek olarak verilebilir.

1.5.4.Dördüncü Jenerasyon Eğeler

Kanal preparasyonunun resiprokasyon teorisi, dördüncü nesil Ni-Ti döner aletlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Wave One-Dentsply, SAF-ReDent Nova ve Reciproc-VDW dördüncü neslin öne çıkan eğeleridir (Haapasalo & Shen, 2013; Peters vd., 2012).

1.5.5.Beşinci Jenerasyon Eğeler

Bu jenerasyondaki eğeler kütle ve dönme merkezi, dengeli olacak şekilde tasarlanmıştır. Ofset tasarımı eğeler, Ni-Ti eğenin tüm uzunluğu boyunca dağılan mekanik bir hareket dalgası üretir ve bu da merkezi kütleli dönen bir alete kıyasla debrisin kesilmesini ve çıkarılmasını kolaylaştırır. Ayrıca, bu ofset tasarımı kilitlemeyi ve aletin kırılmasına neden olan vidalanma etkisini azaltır. Hyflex/EDM-Coltene, Revo-S-Micro-Mega, One Shape-Micro Mega ve ProTaper Next-Dentsply beşinci neslin önemli eğeleridir (Peters vd., 2012).

1.6.Çalışmamızda Kullanılan Döner Alet Sistemleri

1.6.1. Race Evo

FKG, ısıtma işlemi görmüş eğe sistemi olarak Race Evo (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, Switzerland) eğelerini tanıtmıştır. Elektro-polisaj işlemi uygulanmış bu yeni eğe sistemi ilk versiyonlarında olduğu gibi üçgen bir kesit tasarımına, alternatif kesme kenarlarına ve yuvarlak bir uca sahiptir. Aynı zamanda Race Evo kök kanal aletleri mavi renkleri ile ayırt

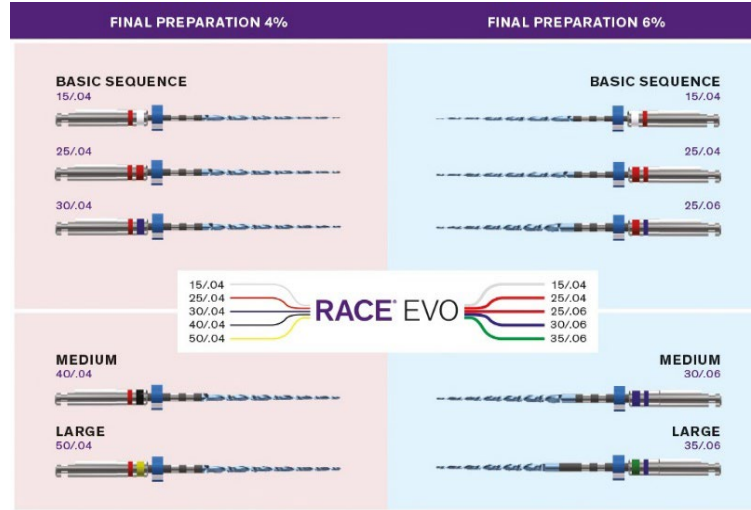
edilebilmektedir. FKG bu eğelerin döngüsel yorulma direncine ve yeterli esnekliğe sahip olduğunu iddia etmektedir (FKG, 2022).

Race Evo eğe sistemi yeni nesil minimal invaziv endodontik şekillendirme prosedürleri için uygun olarak tasarlanmıştır. 0.04 ve 0.06 olmak üzere farklı iki taper açısına sahip eğeleri bulunmaktadır. 0.04 taper açısına sahip eğelerde şekillendirme işlemine öncelikle kanal yolu açıcı eğe olan 15/0.04 eğesi ile başlanır. Daha sonra şekillendirme eğesi olarak sırasıyla 25/0.04, 30/0.04, 40/0.04 ve 50/0.04 eğeleri kullanılabilir. 0.06 taper açısına sahip eğelerde ise kanal yolu açıcı eğe olarak yine 15/0.04 eğesi kullanılmaktadır. Başlangıç şekillendirmesi 25/0.04 eğesi ile yapılırken final şekillendirmesi ise sırasıyla 25/0.06, 30/0.06 ve 35/0.06 eğeleri ile yapılabilir. Şekillendirme işleminde ise üretici firma hız olarak tüm eğelerde 800-1000 rpm, ideal tork değeri olarak ise 1.5 Ncm önermektedir (FKG, 2022).

Eğeler arasındaki ayırım sap kısmındaki renklendirilmiş çizgiler ile yapılmaktadır. Sapın alt kısmındaki kalın çizgiler eğenin apikal ISO boyutunu verirken, ince çizgiler ise eğenin taper açısını belirtmektedir. Apikal ISO boyutu 15, 25, 30, 35, 40 ve 50 olan eğeler için kalın çizginin rengi sırasıyla beyaz, kırmızı, mavi, yeşil, siyah ve sarı olarak belirlenmiştir. 0.04 taper açısına sahip eğelerde ince çizgi kırmızı renkliden, 0.06 taper açısına sahip eğelerde ise ince çizgi mavi renklidir (FKG, 2022).

Eğeler tüm dişlerde rahatça kullanılabilmesi amacıyla farklı uzunluklarda da üretilmiştir. 21, 25 ve 31 mm uzunluğa sahip 3 çeşit eğe bulunmaktadır. Bu uzunluklardaki tüm eğelerde ise kesici kısmın uzunluğu eşit ve 16 mm olarak belirlenmiştir. Bu eğeler arasındaki ayrımı sağlamak içinde farklı renklerde çalışma boyu belirleyici lastik kullanılmıştır. 21, 25 ve 31 mm uzunluğa sahip eğelerde sırasıyla kırmızı, mavi ve siyah lastik bulunmaktadır (FKG, 2022).

Yapılan bir çalışmada Race Evo eğelerin, çalışmada kullanılan diğer eğelere kıyasla döngüsel yorgunluğa daha dayanıklı olduğu ileri sürülmüştür (Ramadan vd., 2023). Bu dayanıklılık Race Evo eğelerinin ısı işlem görmüş olmasına bağlanmıştır.



Şekil 1. 9. Race Evo eğeleri

1.6.2.ProTaper Gold

ProTaper Universal ile aynı geometrilere sahip yakın zamanda piyasaya sürülen döner ege sistemidir. Döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç ve daha fazla esnekliğe sahiptir (Hieawy vd., 2015). ProTaper Universal ile karşılaştırıldığında, döngüsel yorgunluğa karşı 2,6 kat daha fazla dirence, %24 daha fazla esnekliğe sahiptir. Üreticiye göre aletin benzersiz metalurjisi, bu aletlere üstün mekanik özellikler kazandırmaktadır. Aletin şekil hafızası, diğer geleneksel Ni-Ti sistemlerden farklı olarak bu metalurji ile kontrol edilmektedir. Her bir alet, değişken konikliğe sahip dışbükey bir üçgen kesit sergiler. S eğeler (SX, S1, S2) kademeli bir koniklik gösterirken, F eğeler (F1, F2, F3, F4, F5) sabit koniklik gösterir. S1 ve S2 boyutundaki eğeler, F1, F2, F3 eğelerinden daha uzun yorulma direncine sahiptir (Hieawy vd., 2015; Mustafa vd., 2022).

ProTaper Gold eğeler ProTaper Universal eğelerden daha az apikal transportasyona neden olmaktadır. (Silva vd., 2016). Aletin, kanalın merkezinde kalması ile daha konservatif preparasyon sağlar. ProTaper Gold (PTG) ve ProTaper Next (PTN) aletleri ile şekillendirmede daha fazla dentin korunması beklenir (Hülsmann vd., 2005). PTG enstrümanlarında alaşıma uygulanan ısıl işlemin, aletlerde plastik deformasyon ve kullanım sırasında kesici kenarlarda bozulmaya sebep olduğundan, kesme etkinliğinin azaldığını düşünen çalışmalar bildirilmiştir (Gagliardi vd., 2015). Kullanımı ProTaper Universal eğeler ile aynıdır.



Şekil 1. 10. ProTaper Gold eğeleri

1.6.3.Resiproc

Resiproc, VDW tarafından piyasaya sürülen tek eğe sistemidir. Balanced force (dengeli kuvvet) tekniğinden esinlenerek geliştirilen resiprokasyon hareketi ile çalışır. Resiproc kanal aletleri keskin olmayan uç tasarımına sahiptir.

Resiproc M-wire alaşımı kullanılarak üretilmiştir. M wire alaşımlar geleneksel Ni-Ti alaşımlara göre daha fazla döngüsel yorgunluk direncine ve esnekliğe sahiptirler (Liu vd., 2013). Resiproc eğeleri S şeklinde çapraz kesitlere sahiptir. Aletin çalışan kısmının ilk 3 milimetresinde koniklik açısı sabittir, diğer kısımlarda aletin sap kısmına doğru koniklik açısı giderek azalır (Shen vd., 2013). Resiproc sistemin hareket dizaynı birbirini takip eden, saat yönünde kesici hareket ve saat yönünün tersine aleti rahatlatıcı hareketin kombinasyonundan oluşmaktadır. Saat yönündeki açı, saat yönünün tersine olan açıdan daha büyüktür (Yared, 2008). Ayrıca resiprokasyon hareketi, alet yorgunluğunu ve vidalanma eğilimini, alet kırılmalarını azaltmış ve döngüsel yorgunluk direncini artırmıştır (De-Deus vd., 2010; Kiefner vd., 2014).

Çoğu kanal şekillendirme aletinde shaft uzunluğu 13 mm'dir. Resiproc aletlerinde shaft uzunluğu arka grup dişlere daha kolay giriş sağlayabilmek için 11 mm olarak tasarlanmıştır. Sistem üç farklı boyutta eğeden oluşmaktadır. R25 apikal uç çapı, 0.25 mm'dir ve .08 apikal tapera sahiptir. R40 apikal uç çapı, 0.40 mm'dir ve .06 apikal tapera sahiptir. R50 apikal uç çapı, 0.50 mm'dir ve .05 apikal tapera sahiptir. R25 kırmızı , R40 siyah, R50 sarı renklidir .Kök kanalı içerisinde şekillendirme sırasında oluşan debrisler rotasyon hareketiyle çalışan

eğelere göre daha fazla olduğundan aşamalar arası bol irrigasyon uygulanmalıdır (Yared, 2011).

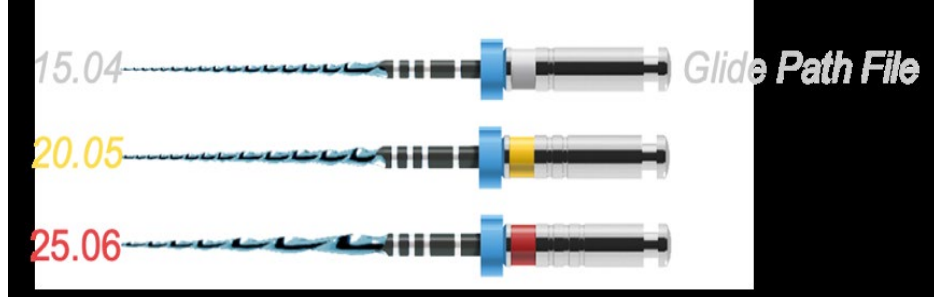


Şekil 1. 11. Resiproc eğeleri

1.6.4 Rotate

Rotate (VDW, Münih, Almanya) döner ege sistemi, VDW tarafından kısa bir süre önce geliştirilmiştir. Saat yönünde rotasyon hareketi yaparak çalışmaktadır. Mtwo döner ege sistemi güncellenmiştir. Rotate döner ege sisteminde Mtwo döner ege sistemine göre ege sayısı azaltılmış, aletlerin esnekliği artırılmış ve farklı olarak termal ısıl işlem görmüş alaşım kullanılmıştır. Rotate döner ege sistemi, kesme verimliliğini artırmak ve vidalanma eğilimini azaltmak için çift kesici kenar içeren S şeklinde kesit tasarımına sahiptir. Sistemdeki farklı boyuttaki eğeler arasında S kesitinin merkezlenmesi de farklıdır.

Rotate döner eğelerin, Ni-Ti kısmı iki farklı renk içerir. Yivli kısmı mavi yivsiz olan shaft kısmı ise gridir. Üreticiye göre, renk farklılaşması ısıl işlem sırasında oluşturulan oksit tabakasından kaynaklanmaktadır (Ertugrul & Orhan, 2019). Rotate döner ege sistemi, 6 enstrümandan oluşmaktadır. Rotate döner ege sisteminin standart setinde 15.04, 20.05, 25.06 olmak üzere 3 adet ege bulunmaktadır. Geniş kanalların şekillendirilmesinde 30.06, 35.06 ve 40.06 döner eğeler kullanılabilir (vdw, 2024).



Şekil 1. 12. Rotate eğeleri

1.7. Kök Kırıkları

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin kırılma riski sağlıklı dişlere göre daha yüksektir. Giriş kavitesi, kök kanal preparasyonu, irrigasyon ve restoratif işlemler, dentin duvarlarının zayıflamasına ve köklerin dikey kırılmaya yatkın hale gelmesine neden olabilir (Tang vd., 2010; Topcuoglu vd., 2012). Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında; mekanik kuvvetlerin uygulanması, gerilimi artırarak kök yüzeyinde mikroçatlak meydana getirebilir (Adorno vd., 2011b; Burklein vd., 2013). Kök kanal preparasyonu sırasında, aletin konikliğinin fazla olması, alet boyutu, kök kanal duvarlarına uygulanan rotasyonel kuvvetler, hareket tipi ve kesit tasarımı gibi etkenler köklerin zayıflamasına neden olabilir (Bier vd., 2009; Liu vd., 2013).

Vertikal kök kırığı (VKK); ilgili dişin prognozunu olumsuz etkileyen istenmeyen bir komplikasyondur. Travma, oklüzal erken temaslar, tekrarlayan ve stres biriktiren çiğneme kuvvetleri, iyatrojenik kanal içi işlemler vertikal kök kırığına neden olmaktadır. Kök kanal tedavileri de, vertikal kök kırıklarına (VKK) neden olmaktadır (Sedgley & Messer, 1992). Vertikal kök kırıkları (VKK), kök kanal preparasyonu sırasında farklı Ni-Ti eğelerin dişte meydana getirdiği defektlerden ya da aşırı koronal şekillendirmeden kaynaklanabilmektedir.

Önceki çalışmalar kök kanal anatomisinin, kökün dış şeklinin ve dentin kalınlığının kök kanal dolgulu dişlerde vertikal kök kırığı oluşmasında etkili olduğunu bildirmişlerdir. Vertikal kök kırıklarında kalan dentin kalınlığının büyük etkisi vardır. Sonuç olarak yüksek derecede konikliğe sahip Ni-Ti döner ege sistemlerinin, özellikle servikal bölgede kökleri zayıflatarak dişleri kırılmaya karşı savunmasız bıraktığı düşünülmektedir (Kim vd., 2010a; Rundquist & Versluis, 2006).

1.8. Konu ile İlgili Çalışmalar

Kim vd. (2010) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak yaptıkları bir çalışmada, dişleri 3 farklı Ni-Ti döner eğe sistemiyle prepare etmişlerdir. Universal test cihazında dişlerin kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Kim vd., 2010b).

Jahromi vd. (2011) kurvatürlü meziobukkal köklere sahip çekilmiş üst molar dişleri kullanarak yaptıkları bir çalışmada, dişleri paslanmaz çelik el eğesi ve 1 Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare etmişlerdir. Kontrol grubundaki dişlere herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Prepare edilen dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir (Jahromi vd., 2011).

Kansal vd. (2014) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada, dişleri resiproc ve 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanarak prepare etmişlerdir. Dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Kansal vd., 2014).

Çiçek vd. (2015) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada, dişleri 6 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanarak prepare ederek dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir (Cicek vd., 2015).

Tavanafar vd. (2015) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında, dişleri paslanmaz çelik el eğe ve 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare ederek, universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Tavanafar vd., 2015).

Askerbeyli vd. (2018) maksiller premolar diş modelleri ile yaptıkları çalışmalarında, diş modellerini 3 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanarak prepare etmişlerdir. Prepare edilmiş örneklerin kırılma dirençlerini, sonlu eleman analizi ile istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir (Askerbeyli Ors & Serper, 2018).

Nassar vd. (2022) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak, dişleri aralarında ProTaper Gold'un da olduğu 4 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare etmişlerdir. Kontrol

grubundaki dişleri, el eğeleri kullanarak prepare etmişler, preparasyonu tamamlanmış dişleri AH Plus kanal patı kullanarak lateral kondenzasyon tekniğiyle doldurmuşlardır. Daha sonra universal test cihazında dişlerin kırılma direncine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Nassar vd., 2022).

Bagheri vd. (2021) mandibular molar dişleri kullanarak yaptıkları in vitro bir çalışmada, dişleri paslanmaz çelik el eğesi ve 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanarak prepare etmişlerdir. Kontrol grubundaki dişlere herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Kök kanallarını termoplastik guta perka yöntemi ile doldurmuşlar, daha sonra universal test cihazında dişlerin kırılma direncine bakarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir (Bagheri vd., 2021).

Salem Milani vd. (2022) çekilmiş mandibular premolar dişleri kullanarak yaptıkları bir çalışmada, dişleri protaper gold ile birlikte 3 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi kullanarak prepare etmişlerdir. Kontrol grubundaki dişlere herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak değerlendirmişlerdir (Salem Milani vd., 2022).

Jaggi vd. (2023) tek köklü dişleri kullanarak yaptıkları in vitro bir çalışmada, dişleri 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemiyle prepare ederek. universal test cihazında dişlerin kırılma direncine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Jaggi vd., 2023).

Shyma vd. (2023) çekilmiş mandibular premolar dişleri el eğeleri, ProTaper Gold ve 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemleri ile şekillendirmişlerdir. Universal test cihazında dişlerin kırılma dirençlerinin sonuçlarını istatistiksel olarak analiz etmişlerdir (Shyma vd., 2023).

Farklı Ni-Ti döner aletlerle şekillendirilmiş kök kanallarının kırılma direnciyle ilgili literatürde sınırlı bilgi mevcuttur. Çalışmamızın amacı, ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo ve Rotate döner eğe sistemleriyle şekillendirilen kök kanallarının AH Plus kök kanal patı ve guta perka kullanarak tek kon tekniği ile doldurarak köklerin kırılma dirençlerini istatistiksel olarak birbirleriyle karşılaştırmaktır.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

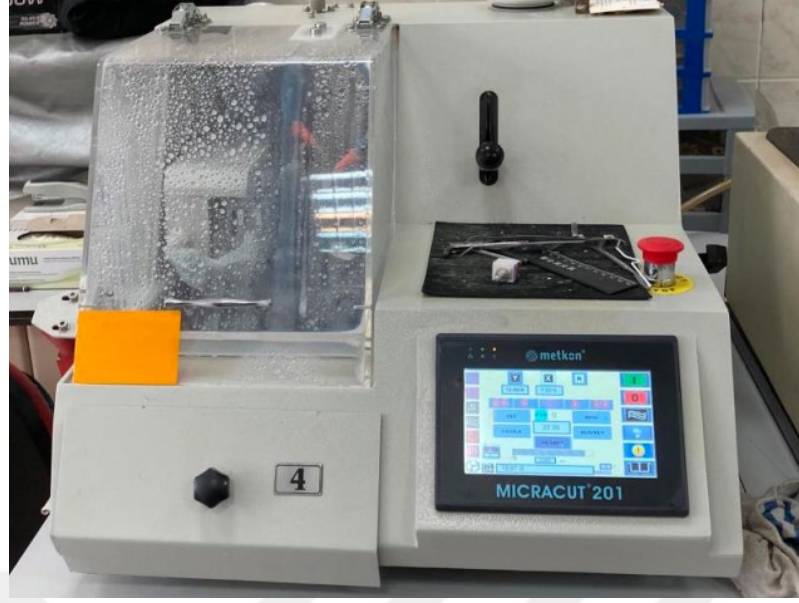
Çalışmamız Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 20.11.2023 tarihinde 13/12 karar numarası ile onaylanmış olup, örnek hazırlama ve deney aşamaları Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında yürütülmüştür.

2.1. Örneklerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz, restoratif tedavi görmemiş, kök rezorpsiyonu olmayan 105 adet tek köklü, tek kanallı daimî alt premolar dişler kullanılmıştır. Dişler çekim işleminden sonra, deney başlayıncaya kadar distile su içerisinde oda sıcaklığında saklanmıştır.

Dişlerin üzerindeki diş taşları, debrisler ve yumuşak dokular periodontal küret (Gracey, Nordent, ABD) yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Dişlerin kök kanal anatomisini değerlendirmek amacıyla bukkolingual ve meziodistal yönden radyografiler alınmıştır. Tek ve düz kanala sahip dişler çalışmaya dahil edilmiş, kök kalsifikasyonu izlenen, birden fazla kök kanalı olan ve foramen apikale gelişimini tamamlamamış olan dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

Dişler operasyon mikroskobu altında incelenerek, çatlak bulunanlar çalışmaya dahil edilmemiştir. Kök çapları dijital kumpas yardımıyla bukkolingual ve meziodistal yönde ölçülmüş ve mümkün olduğunca benzer boyuttaki dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm dişlerde kök boyutlarını standardize etmek için elektronik dijital kumpas kullanılarak, kök uzunluğu apeksten koronale doğru 13 mm olacak şekilde ölçülerek, diş üzerinde işaretlenmiş ve su soğutması altında kesme cihazı (Şekil 2.1) (Metkon, Microcut Precisioncutter, Bursa, Türkiye) ile dişlerin kronları uzaklaştırılmıştır.



Şekil 2. 1. Su Soğutması Altında Çalışan Kesme Cihazı (Microcut Precisioncutter)

2.2. Kontrol ve Deney Gruplarının Oluşturulması

Dişler rastgele her grupta 21 adet örnek olacak şekilde 1' i kontrol grubu olmak üzere toplam 5 gruba ayrılmıştır. Çalışmamızda dört farklı Ni-Ti döner eğe sistemi (ProTaper Gold, Resiproc, Race Evo, Rotate) kullanıldı. Deney grubundaki örneklerde 15 numaralı K tipi paslanmaz çelik eğe (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kanal içine yerleştirilip apeksten görünür hale gelene kadar ilerletilmiştir. Kanal aleti apekte görüldüğü anda uzunluğu ölçülmüş ve bu uzunluktan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyu belirlenmiştir.

Grup 1 (Kontrol grubu): Kontrol grubunu oluşturan örnekler herhangi bir işlem yapılmamıştır.

Grup 2 (ProTaper Gold): Bu gruptaki 21 örneğin kök kanal preparasyonları ProTaper Gold (PTG) Ni-Ti döner eğe sistemi kullanılarak yapıldı. 15 numaralı K tipi el eğesi çalışma boyunda, kanal içerisinde serbest hale gelene kadar kullanıldı. ProTaper Gold sisteminin eğeleri (Şekil 2.2) çalışma boyunda sırasıyla SX, S1, S2, F1 ve F2 eğeleriyle MotoPex (Şekil 2.3) endodontik motoruyla 300 rpm hız ve 2 Ncm tork ayarlanarak kök kanalı şekillendirilmiştir.



Şekil 2. 2. Çalışmamızda Kullanılan ProTaper Gold Eğeleri



Şekil 2. 3. Çalışmamızda Kullanılan MotoPex Endomotor

Grup 3 (Resiproc): Bu gruptaki 21 örneğin kök kanal preparasyonları Resiproc eğe sistemi kullanılarak yapıldı. 15 numaralı K tipi eğe ile çalışma boyu belirlenip, preparasyon R25 resiproc tek eğe sistemiyle tamamlanmıştır.



Şekil 2. 4. Çalışmamızda Kullanılan Resiproc Eğe Sistemi

Grup 4 (Race Evo): Bu gruptaki 21 örneğin, 15 numaralı K tipi el eğesi çalışma boyunda, kanal içerisinde serbest hale gelene kadar kullanılmıştır. Daha sonra FKG Race Evo (Şekil 2.5) (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, Switzerland) sisteminin eğeleri çalışma boyutunda sırasıyla 15/0.04, 25/0.04 ve 25/0.06 numara eğeler ile Motopex endodontik motorunda 800 rpm ve 1.5 Ncm ayarlanarak kök kanalları şekillendirilmiştir.



Şekil 2.5. Çalışmamızda kullanılan FKG Race Evo Ni-Ti Döner Aletler

Grup 5 (Rotate): Bu gruptaki 21 örneğin kanal şekillendirmesi VDW Rotate Ni-Ti döner eğe sistemiyle yapıldı. 15 numaralı K tipi el eğesi kanal içerisinde çalışma boyutunda serbest hale gelene kadar ilerletildi. Ardından VDW Rotate sisteminin eğeleri çalışma boyutunda sırasıyla 15/0.04, 20/0.05, ve 25/0.06 numaralı eğeler kullanılarak kanal şekillendirmesi tamamlandı.



Şekil 2. 6. Çalışmamızda kullanılan VDW Rotate Ni-Ti Döner Aletler

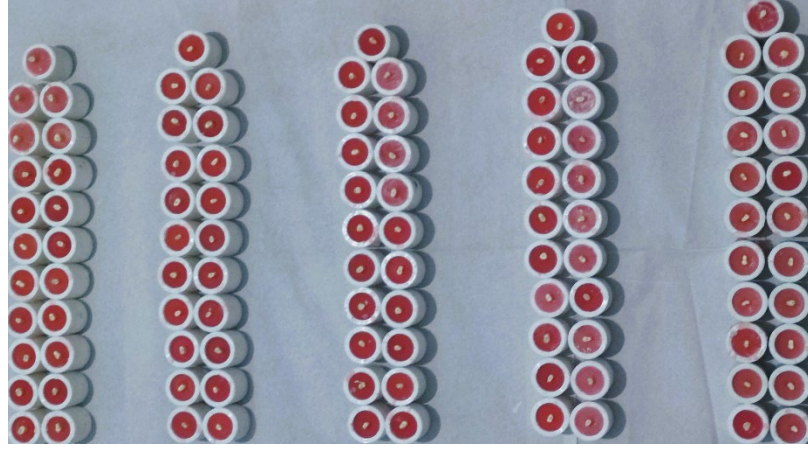
2.3. Kök Kanallarının İrrigasyonu

Kök kanallarının şekillendirmesi sırasında her eğe değişiminde kök kanalları 2ml %2,5'lik NaOCI solüsyonu ile irriye edildi. Kök kanalı şekillendirme işlemi tamamlandıktan sonra son yıkama protokolü olarak kök kanalları sırasıyla 5 ml %2,5 NaOCI, 5 ml %17 EDTA ve 5 ml distile su ile irriye edilmiştir. Daha sonra kök kanalları kâğıt konlar ile kurularak kök kanal dolgusu işlemine geçilmiştir.

2.4. Kök Kanallarının Doldurulması

Çalışmamızda kök kanal patı olarak rezin içerikli AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) kanal patı kullanıldı (Şekil2.7). AH Plus kök kanal patı, firmanın önerisi doğrultusunda karıştırılarak hazırlandı. Uygun güta perkalar kök kanal patına bulanarak, kök kanalına çalışma boyunda yerleştirilerek kök kanalları tek kon tekniği ile dolduruldu. Kök kanal dolgusu tamamlandıktan sonra koronalde kalan fazla güta perka ısıtılmış el aletleri ile kesildi. Kök kanal patı artıkları da alkollü pamuk peletler ile uzaklaştırıldı.





Şekil 2. 8. Kırık testi için hazırlanmış örnekler

2.6. Universal Test Cihazında Kırılma Testinin Uygulanması

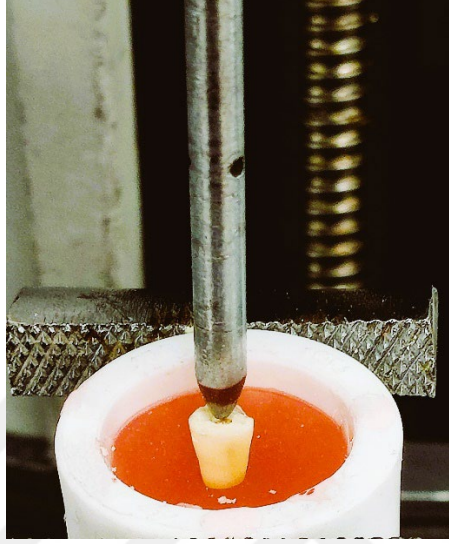
Akrilik rezine gömülmüş olan örnekler, Universal Test Cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) ile kırılma direnci testine tabi tutuldu (Şekil 2.9).



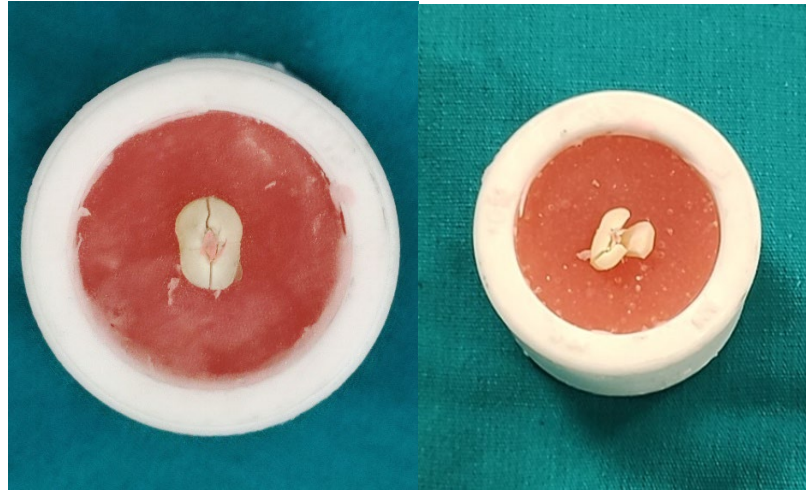
Şekil 2. 9. Universal Test Cihazı

Köklerin gömülü olduğu akrilik rezin kalıplar, cihazın sabitleştirici başlıklarıyla sıkıştırılarak kuvvet uygulanması sırasında hareket etmemesi sağlandı. Universal Test cihazı bilgisayar ile bağlantılı olup elde edilen veriler Nexygen Data Analiz Programı (Lloyd LRX;

Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) ile kaydedildi. Dikey yönde hareket eden üst parçanın hızı 1mm/dak olacak şekilde ayarlanmış, dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde basma kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.10). Örneklerin kırılma değerleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 2. 10. Universal Test Cihazına Yerleştirilmiş Örnek



Şekil 2. 11. Örneklerin Kırılması

2.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for The Social Sciences) 25 programı ile analiz edilmiştir. Tanımlayıcı olarak nicel değişkenler için ortalama±standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum), nitel değişkenler için ise örnek sayısı kullanılmıştır. Kırılma direncinin gruplara göre farklılık gösterip göstermediği tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirilmiş, gruplar arası farklılıklar Duncan testi ile kontrol edilmiştir. Veri analizine başlamadan önce, parametrik testler için ön koşul olan varyansların homojenliği Levene testi ile yapılmış ve varyansların homojenliği varsayımının karşılandığı belirlenmiştir. Daha sonra normallik varsayımı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiş elde edilen sonuçlara göre verilerin normal dağıldığı belirlenmiştir. Sonuçlar yorumlanırken istatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

Çizelge 2. 1. Normallik testi sonuçları

	Shapiro-Wilk		
	Test istatistiği	sd	p
Kontrol	0,920	21	0,085
Protaper Gold	0,911	21	0,058
Resiproc	0,908	21	0,051
Race Evo	0,965	21	0,623
Rotate	0,954	21	0,404

3.BULGULAR

Bu çalışmada 4 farklı Ni-Ti döner eğeleri ile şekillendirilmiş, AH Plus kanal patı kullanılarak kök kanal dolguları tamamlanan köklerin vertikal kuvvetlere karşı kırılma direnci karşılaştırılmıştır. Kırılma deneyi sonucunda kontrol ve deney gruplarından elde edilen kırılma değerlerin Newton cinsinden ortalamaları ($\pm$ Standart Sapma = SS), minimum ve maksimum değerleri ise Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3. 1. Kontrol ve Deney Gruplarına Ait Kırılma Testi Sonucu Elde Edilen Ortalama ($\pm$ SS),

Minimum ve Maksimum Değerleri (Newton)

Gruplar	Ortalama($\pm$ SS)	Medyan (min-max)
Kontrol	372,20 $\pm$ 116,93	316,92 (155,34- 625,33)
Protaper Gold	301,95 $\pm$ 96,82	289,68 (172,52- 525,47)
Resiproc	353,22 $\pm$ 74,25	332,56 (244,48- 528,07)
Race Evo	297,31 $\pm$ 75,97	297,4 (160,67- 469,9)
Rotate	310,90 $\pm$ 85,07	311,02 (170,25- 441,43)

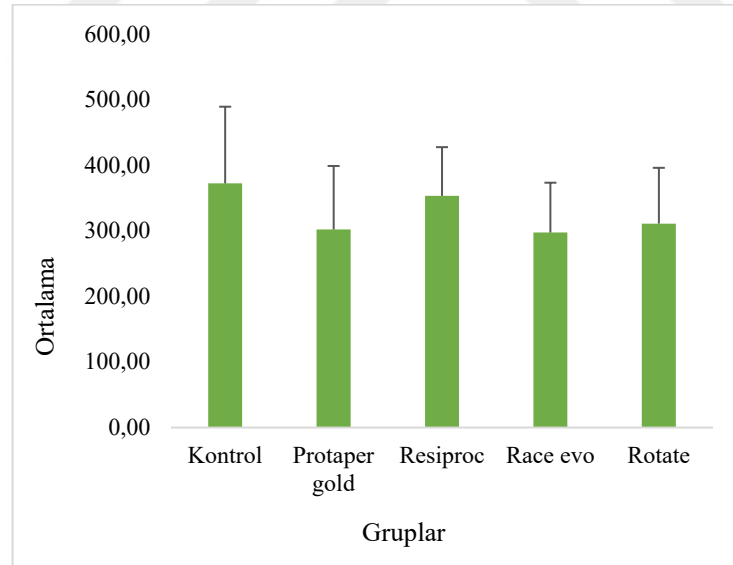
Çalışmamız sonucunda yaptığımız tek yönlü ANOVA sonuçlarına göre kırılma direnci değerlerinin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olduğunu tespit ettik ($F_{(4,104)}=2,841$, $p=0,028$) (Çizelge3.2). Kontrol grubunun ortalama kırılma direnci değerlerinin, Protaper Gold, Race Evo ve Rotate gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olduğu ancak Resiproc grubunun kırılma direncinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı olmadığı belirlenmiştir.

Çizelge 3. 2. Gruplara göre tek-yönlü ANOVA sonuçları

		n	Ortalama ± SS	Test istatistiği*	p
Kırılma Direnci	Kontrol	21	372,20 ± 116,93 ^b	2,841	0,028**
	Protaper Gold	21	301,95 ± 96,82 ^a		
	Resiproc	21	353,22 ± 74,25 ^{ab}		
	Race Evo	21	297,31 ± 75,97 ^a		
	Rotate	21	310,90 ± 85,07 ^a		

^{a-b}: Aynı harfe sahip olanlar arasında anlamlı fark yoktur, *F testi, **p<0,05

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre, kontrol grubu en yüksek kırılma direnci göstermiştir (372,20 N). Bunu sırasıyla Resiproc grubu (353,22 N), Rotate grubu (310,90 N), Protaper Gold grubu (301,95 N), Race Evo grubu (297,31 N) takip etmiştir (Şekil3.1.)



Şekil 3. 1. Tüm Gruplara Ait Ortalama Kırılma Direnci Değerleri (Newton)

Deney grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; Resiproc grubu (353,22 N), Rotate (310,90 N), Protaper Gold (301,95 N) ve Race Evo (297,31 N) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0,05$)

ProTaper Gold grubu (301,90 N), Resiproc (353,22 N) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derece düşük kırılma direnci göstermiştir. ($p<0,05$) ProTaper Gold grubu (301,95 N), matematiksel olarak Rotate grubundan (310,90 N) daha düşük kırılma dirençleri gösterirken, Race Evo grubuna (297,31 N) göre matematiksel olarak daha yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. ProTaper Gold, Rotate ve Race Evo grupları arasında kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ($p>0,05$)

Race Evo (297,31 N) Resiproc (353,22 N) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0,05$) Race Evo grubu (297,31 N), Rotate (310,90 N) ve ProTaper Gold (301,90 N) gruplarından matematiksel olarak düşük kırılma dirençleri gösterse de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. ($p>0,05$)

Rotate grubu (310,90 N), Resiproc (353,22 N) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derece düşük kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0,05$) Rotate grubu (310,90 N) ProTaper Gold (301,95 N) ve Race Evo (297,31 N) gruplarına göre matematiksel olarak yüksek kırılma dirençleri göstermiş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p>0,05$)

Çizelge 3. 3. Kontrol ve Deney Gruplarının kırılma dirençlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

	Kontrol Grubu	Resiproc	ProTaper Gold	Race Evo	Rotate
Kontrol Grubu	-	Fark yok	Fark var	Fark var	Fark var
Resiproc	Fark yok	-	Fark var	Fark var	Fark var
ProTaper Gold	Fark var	Fark var	-	Fark yok	Fark yok
Race Evo	Fark var	Fark var	Fark yok	-	Fark yok
Rotate	Fark var	Fark var	Fark yok	Fark yok	-

4.TARTIŞMA

Endodontik tedavi uygulanan dişler; çürük, travma, aşınmalar veya daha önceden yapılmış restorasyonlar gibi nedenlerle birincil olarak madde kaybına uğramış dişlerdir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde oluşan vertikal kök kırıkları, genellikle diş kaybı ile sonuçlanması nedeniyle prognoz açısından oldukça önemlidir (Dang & Walton, 1989; Pitts & Natkin, 1983).

Kanal tedavisi görmüş dişlerin vital dişlere oranla kırığa daha yatkın oldukları düşünülmektedir. Bunun nedeni olarak endodontik tedavi sonrası dentinin dehidratasyonu, kanal dolgusu sırasında uygulanan aşırı kuvvetler ve kaldırılan dentin miktarı gösterilmektedir (Helfer vd., 1972; Lertchirakarn vd., 2003a). Dentin dokusu kaybının kırığa yatkınlığı arttırdığıda bilinmektedir (Pilo vd., 1998).

Endodontik tedavi, kök dentininin organik bileşenlerinin azalmasına ve kimyasal yapısının değişmesine neden olmaktadır (Dammachke vd., 2013; Driscoll vd., 2002). Pulpa dokusu esas olarak sudan oluşmaktadır. Kök kanal dolgulu dişlerde, dentin dokusu ve dentin tübülleri içerisindeki serbest suyun azalması sonucunda dentinin viskoelastik özelliklerinde değişiklikler görülebilir (Arola & Repogel, 2005). Kök kanal irrigasyonu sırasında kullanılan solüsyonların, kök kanal medikamanlarının ya da kanal preparasyonunda kullanılan döner eğe sistemlerinin de kök dentininde değişikliklere sebep olduğu bildirilmiştir (Kishen, 2006).

Yoshino vd. (2015), çekilmiş 736 diş üzerinde yaptıkları retrospektif bir çalışmada, dişlerin %31.7'sinin vertikal kök kırığı nedeniyle çekildiğini, çekilen bu dişlerin %93.6' sının kök kanal dolgulu dişler olduğunu bildirmişlerdir (Yoshino vd., 2015). Sugaya vd. (2015) yaptıkları bir çalışmada, vertikal kök kırığına sahip 304 diş i incelemişler, bu dişlerin %97' sinin kök kanal dolgulu, %2,3' ünün vital pulpalı, %0,7' sinin ise devital kök kanal dolgusu olmayan dişler olduğunu tespit etmişlerdir (Sugaya vd., 2015).

Farklı üreticiler tarafından Nikel-Titanyum (Ni-Ti) esaslı çeşitli döner alet sistemleri üretilmiştir. Çoğu klinisyen zaman tasarrufu ve kesme etkinliği gibi avantajlarını göz önünde

bulundurarak bu sistemleri tercih etmektedir (Schafer & Lau, 1999; Vaudt vd., 2009). Ni-Ti döner aletler ile kök kanal preparasyonunun yaygınlaşmasıyla daha büyük taper açısına sahip eğeler ile yapılan şekillendirme sonucu, dentin dokusunda daha fazla kayıplar oluşmuş ve dişlerin kırılmaya karşı dirençlerinin de azaldığı bildirilmiştir (Wilcox vd., 1997). Ayrıca, şekillendirme sırasında eğeler ile dentin duvarı arasında oluşan stresin de kök kırığı oluşumu üzerine etkili olabileceği ileri sürülmüştür (Lertchirakarn vd., 2003a). Çalışmalar kök kanal tedavisinin dentin duvarlarını inceltmesi sonucu, fonksiyonel kuvvetlerle birlikte özellikle apikal bölgede dentin çatlaklarını başlatabileceğini göstermektedir (Barreto vd., 2012; Tamse vd., 1999). Bu dentin çatlaklarının genellikle eğimli köklere sahip dişlerde görüldüğünü bildirmişlerdir (Kim vd., 2010a; Versluis vd., 2006). Yukarıda belirttiğimiz nedenlerden dolayı bizde çalışmamızda, Resiproc, ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate döner ege sistemlerini kullanarak prepare ettiğimiz tek köklü mandibular premolar dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerini değerlendirerek istatistiksel olarak birbirleriyle karşılaştırdık.

Döner alet sistemlerinin gelişmesiyle, az sayıda enstrümanla güvenli şekillendirme sağlamaya yönelik yeni tek ege resiprokasyon sistemleri piyasaya sürülmüştür (Altun & Uzun, 2014). Biz de çalışmamızda, M-Wire alışımından üretilmiş resiprokasyon hareket sistemi ile çalışan tek ege sistemi olan Resiproc döner ege sistemini kullandık.

Ni-Ti döner aletlerin klinik performanslarını geliştirmek için son zamanlarda aletlere termal ve kimyasal işlemler uygulanarak, döner eğelerin esnekliği ve döngüsel yorulma dirençleri artırılmıştır (Wolle vd., 2009). Ayrıca biz de çalışmamızda, ısısal işlemler kullanılarak üretilen ProTaper Gold, Rotate ve elektropolisaj işlemi uygulanarak üretilmiş Race Evo döner ege sistemlerini kullandık.

Kök kırıkları, kök kanal duvarında strese bağlı oluşan gerilimin kök kanal dentininin dayanma kuvvetini aştığı noktada meydana gelmektedir (Adorno vd., 2011a; Llana-Puy vd., 2001). Esnek olmayan ege tasarımları daha yüksek stres konsantrasyonu oluşturup dentin temasını artırarak kök çatlağı oluşma riskini yükseltmektedir (Kim vd., 2010a). Bu sertlik; kesite, boyuta, konikliğe, üretim yöntemine ve aletin üretildiği malzemeye bağlıdır (Gao vd., 2012). M-Wire alışımlar, ProTaper döner eğelerinin üretildiği geleneksel Ni-Ti'den daha esnektirler ve kök kanal duvarlarında daha az stres biriktirerek, daha az basınç oluştururlar (Shen vd., 2013).

Endodontik tedavinin başarısı, kök kanal sisteminin temizlenmesi, dezenfeksiyonu, şekillendirilmesi ve hermetik bir şekilde kanalın doldurulmasına bağlıdır (Schilder, 1974). Bu amaçla kanal preparasyonu sırasında ve sonrasında farklı kimyasal ajanlar kullanılmaktadır (Prado vd., 2013). Kök kanallarından smear tabakasının uzaklaştırılabilmesi için irrigasyon sırasında organik ve inorganik çözücülerin birlikte kullanılması tavsiye edilmektedir (Baumgartner vd., 1984; Cengiz vd., 1990). Kök kanal şekillendirmesi sırasında oluşan smear tabakasının kaldırılması ile kök kanal patının dentine adaptasyonu ve tıkama etkinliğinin arttığı belirtilmiştir (Pallares vd., 1995). Bu tabakanın uzaklaştırılmasında NaOCl ve EDTA solüsyonlarının kombine kullanımının etkili olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Pallares vd., 1995; Weiger vd., 1995). Bu nedenle çalışmamızda preparasyon esnasında %2.5'lik NaOCl ve %17 EDTA irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmıştır.

Kök kanalında irrigasyon solüsyonlarının ve medikamanların kullanılması, dentinin mikrosertliğini, elastiklik modülünü ve kırılma direncini azaltabilir (Calt & Serper, 2000; Grigoratos vd., 2001). Tekrarlayan seanslar veya uzun süreli tedaviler, irrigasyon solüsyonlarına ve medikamanlara maruz kalan köklerin dentin dokusunu daha da zayıflatıp vertikal kök kırığına daha yatkın hale getirebilir (Marending vd., 2007; Yassen vd., 2013). Yüksek konsantrasyonlardaki EDTA solüsyonlarının kök dentininde erezyona neden olduğu belirtilmiştir (Thangaraj vd., 2009).

Kök kanal tedavisinin son aşaması olarak, kök kanallarının kök kanal dolgu maddeleri ile doldurulmasının şekillendirme işlemleri ile zayıflayan kök yapılarını güçlendirdiği bilinmektedir (Apicella vd., 1999). Ayrıca, endodontik tedavinin kök kanal dolgusu aşamasında, özellikle soğuk lateral kondensasyon tekniğinin kullanılmasıyla, kökler üzerine aşırı kuvvetlerin uygulanması, kökleri kırılmaya karşı daha hassas hale getirebilir (Saw & Messer, 1995; Wilcox vd., 1997). Lateral kondensasyon tekniğinin, apikal alanda çatlak oluşumunu artırdığını rapor eden çalışmalar mevcuttur (Adorno vd., 2013). Buna rağmen; çok sayıda çalışmaya göre, lateral kondensasyon sırasında meydana gelen yük; çok zayıf kökler hariç, köklerin kırılması için gerekli olan kuvvetten daha az bulunmuştur (Dalat & Spangberg, 1994; Lertchirakarn vd., 1999).

Kök kanal dolgu yöntemi olarak lateral kondensasyon tekniğinin uygulanması sırasında spreader yerleştirirken kama etkisinin olduğu ve vertikal kondensasyon tekniğinin uygulanması sırasında ise kullanılan “plugger”ın yerleştirilebilmesi için fazla dentin

kaldırılmasının gerekliliği bildirilmiştir (Sornkul & Stannard, 1992). Trope vd. (1992) ise, tek kon tekniğinin lateral kondensasyon tekniğine göre dişin kırılma direncini artırdığını belirtmişlerdir. Kanal dolgu tekniğinin vertikal kök kırığına etkisini elemine etmek için, çalışmamızda kök kanal dolguları açılı güta perka ve AH Plus kök kanal patı kullanılarak tek kon tekniği ile tamamlanmıştır (Trope & Ray, 1992).

Çalışmamızda anatomik ve biyolojik varyasyonları en aza indirmek için tek köklü, tek kanallı insan alt premolar dişleri kullanıldı. Alt premolar dişlerin seçiminde endodontik tedavi sonrası kırılmaya en yatkın diş olmaları da göz önüne alındı (Jahromi vd., 2011). Çekilmiş dişleri bekletme solüsyonu olarak distile su, steril salin ve timol solüsyonu çalışmalarda kullanılmıştır (Abou El Nasr & Abd El Kader, 2014; Naumann vd., 2009). Dişlerin deney başlangıcına kadar bekletildiği solüsyonlardaki kimyasal maddelerin dişlerin yapısında değişikliklere neden olabileceği gösterilmiştir (Goodis vd., 1993). Distile suyun dentin üzerindeki etkisi daha az olduğundan, bizde çalışmamızda dişleri kullanana kadar distile su içerisinde beklettik (Capar, Altunsoy, vd., 2014; Strawn vd., 1996).

Kök kanal tedavisinde kullanılan döner aletlerle yapılan çalışmalarda karşılaşılan en büyük sorun; çekilmiş dişlerin yüksek standart sapmalara neden olması ve mekanik özellikler açısından çeşitlilik göstermesidir. Bu tür çalışmalarda doğal diş kullanımının başka bir dezavantajı da dişlerin boyut bakımından çok geniş varyasyon göstermeleridir.

Mekanik testler yapılırken standardizasyona dikkat edilmesi, en önemli noktadır. Dişlerin saklanma süreleri, saklanma koşulları ve kök boyutları çalışmanın sonucunu etkileyebilir (Cobankara vd., 2002). Bu nedenle çalışmamızda daha önce yapılan benzer çalışmalarda olduğu gibi dişler, dijital kumpas ile bukkolingual ve meziodistal doğrultuda ölçülmüş ve mümkün olduğunca benzer boyutlardaki dişler çalışmamıza dahil edilmiştir (Capar, Ertas, vd., 2014; Cobankara vd., 2002; Johnson vd., 2000; Trope vd., 2015). Çalışmamızda örneklerin 8 mm koronal kısmı açıkta kalacak şekilde akrilik rezine gömülerek kök uzunlukları standardize edilmiştir.

Endodontik işlemlerin dişlerin kırılma direnci üzerine olan etkisini ölçmek amacıyla birçok çalışmada Universal Test Cihazı kullanılmaktadır (Al-Omiri & Al-Wahadni, 2006; Teixeira vd., 2004). Kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerin kırılma direnci üzerine etkileri ile ilgili yapılan çalışmalarda, kullanılan diş tipi, test cihazının kuvveti uygulama açısı ve hızının etkisi birçok in vitro çalışmada belirtilmiştir (Farik vd., 2000; Loney vd., 1995; Stokes &

Hood, 1993). M. Apicella vd. (1999) tarafından yapılan çalışmada olduğu gibi çalışmamızda Universal Test Cihazı'na yerleştirilen örnekler kuvvet 1,5 mm çapındaki küresel uç ile dişin uzun aksına paralel olacak şekilde uygulanmıştır (Apicella vd., 1999). Cihazın kuvveti uygulama hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır (Apicella vd., 1999; Naumann vd., 2009; Teixeira vd., 2004). Böylece tüm örnekler uygulanan kuvvetin hızı ve açısı standardize edilmiştir.

Örneklerin kırılma testi için özel kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi için çalışmamızda, pek çok çalışmada olduğu gibi otopolimerizan akrilik kullandık (Naumann vd., 2009).

Farklı kök kanal aletlerinin şekillendirme etkinliklerinin incelendiği bir çalışmada, aletlerin apikal boyutlarının benzer olmasının önemi belirtilmiştir (Bergmans vd., 2001). Bu nedenle farklı Ni-Ti döner alet sistemlerinin köklerin kırılma direncine olan etkisini incelediğimiz çalışmamızda, benzer apikal boyutlara sahip döner aletleri tercih ettik.

Döner ege sistemlerinin yaygınlaşmasıyla birlikte vertikal kök kırıklarında artış rapor edilmiştir (Walton & Torabinejad, 1995). Yapılan bir çalışmada, farklı döner ege sistemlerinin tasarımlarına bağlı olarak temas streslerinde farklılıklar olabileceği bildirilmiştir (Necchi vd., 2008). Preparasyon sırasında meydana gelen yüksek stres yoğunluğu kanalda daha fazla sapmalara ve sonuç olarak daha ince dentin dokusunun kalmasına neden olmaktadır. İncelen dentin yapısı apikal kırık riskinin artmasına yol açmaktadır (Bier vd., 2009; Versluis vd., 2006; Wilcox vd., 1997). Yapılan bir çalışmada; döner aletlerin, el aletlerine kıyasla daha fazla dentin defektine neden olduğu bildirilmiştir (Zamin vd., 2012).

Çalışmamızda, Resiproc, ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate Ni-Ti döner ege sistemleri kullanılarak şekillendirilmiş, AH Plus kök kanal patı ve tek kon tekniği ile kanal dolgusu tamamlanmış köklerin universal test cihazında kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; en yüksek kırılma direnci kontrol grubunda, en düşük kırılma direnci ise Race Evo grubunda bulunmuştur. Kontrol grubu ile deney gruplarını karşılaştırdığımızda; kontrol grubu, Resiproc grubundan matematiksel olarak daha yüksek kırılma dirençleri göstermiş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Kontrol grubu, ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate deney gruplarından, istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. Deney grupları arasında; Resiproc grubu diğer deney gruplarından (ProTaper Gold, Race Evo, Rotate) istatistiksel olarak anlamlı derecede

yüksek kırılma direnci göstermiştir. ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate deney grupları arasında kırılma dirençleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Wu vd. (2004) yaptıkları bir çalışmada, preparasyon yapılan grupların preparasyon yapılmayan gruplara göre anlamlı derece dişlerin kırılma direncini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak, en yüksek kırılma direncinin kontrol grubunda olduğunu tespit ettik (Wu vd., 2004).

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında, döner eğeler ile kanal duvarları arasında temas, dentinde anlık stres birikmelerine neden olur. Bu stres birikmeleri, mikroçatlak oluşumuna zemin hazırlayabilir (Adorno vd., 2011a; Lertchirakarn vd., 2003b). Rotasyon hareketinin, daha fazla dentin defekti oluşturabileceği öne sürülmüştür (Bier vd., 2009). Kök kanal preparasyonu sırasında tek eğenin kullanılması, şekillendirmeyi basitleştirerek kanal duvarları ile eğenin temasını azaltır (Berutti vd., 2012; Yared, 2008). Dentin için resiprokasyon hareketinin rotasyon hareketine göre daha güvenli olduğu bildirilmiştir (Berutti vd., 2012). Çalışmamızda kullanılan resiprokasyon hareketi ile çalışan tek ege sistemi olan resiproc ile prepare edilen dişlerin, rotasyon hareketi ile çalışan ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate döner ege sistemleri ile prepare edilen dişlere göre daha yüksek kırılma dirençleri göstermesi bu nedenlerden dolayı olabilir.

Franco vd. (2011), aralarında Resiproc'un da olduğu 2 farklı Ni-Ti döner ege sistemi ile prepare ettikleri dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda, Resiproc döner ege sistemiyle prepare edilen dişlerin kırılma dirençlerini daha yüksek bulmuşlardır. Bunun sebebini, resiprokasyon hareketinin torsiyonel ve fleksural stresi düşürerek, kanal transportasyonunu azaltmasına bağlamışlardır. Ayrıca resiprokal hareketin, döngüsel yorgunluk direncini artırdığını belirtmişlerdir. Bizde çalışmamızda Resiproc Ni-Ti döner ege sistemiyle prepare edilen dişlerin kırılma direncini diğer deney gruplarına göre daha yüksek bularak araştırmacıların bulgularına paralel sonuçlar elde ettik (Franco vd., 2011).

Kansal ve vd. (2014) çalışmalarında, çekilmiş manibular premolar dişleri 3 farklı Ni-Ti döner ege sistemi ile prepare ederek dişlerin kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Resiprokasyon hareketi yapan Ni-Ti döner eğeler ile prepare edilen dişlerin, rotasyon hareketi yapan döner eğeler ile prepare edilen dişlere göre kırılma direncinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları kök kanal tedavisi esnasında resiprokasyon hareketinin

daha yüksek kırılma dirençleri sağladığını göstermiştir. Biz de çalışmamız sonucunda preparasyon yapılan gruplar içerisinde, resiprokasyon hareketiyle çalışan Resiproc döner eğe sistemi ile prepare edilen dişlerin kırılma dirençlerini en yüksek bulduk (Kansal vd., 2014).

Yapılan çalışmalarda, çoklu eğe sistemlerinden olan ProTaper Ni-Ti döner eğelerin, tek eğe sistemlerine göre daha fazla dentin kaldırdığı gösterilmiştir (Shemesh vd., 2011). Çalışmamızda, ProTaper Gold Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare edilen dişlerin kırılma direncinin, resiproc tek eğe sistemine kıyasla daha düşük çıkmasının nedenini daha fazla dentin kaldırması olduğunu düşünmekteyiz.

Döner eğe sistemlerinin enstrüman tasarımlarındaki farklılıkların, şekillendirme sırasında kök üzerindeki kuvvetleri değiştirdiği ve dentin defektlerine yol açtığı bildirilmiştir (Kim vd., 2010a; Shemesh vd., 2009). Döner aletlerin çapraz kesit tasarımlarındaki farklılıklar, farklı oranlarda dentin hasarına neden olabilir (Burklein vd., 2013). Çalışmamızda kullandığımız, FKG Race Evo döner eğe sistemi; üçgen kesitli tasarıma, elektro-parlatılmış yüzeye ve alternatif kesici kenarlara sahipken, VDW Rotate döner eğe sistemi; ısıl işlem kullanılarak üretilmiş, S şeklinde merkezi olmayan bir kesite ve sabit konikliğe sahiptir. Kırılma direncini farklı şekilde etkilemeleri, farklı metalürji ve geometrik tasarımlara sahip olmalarıyla açıklanabilir.

Tavanafar vd. (2015) mandibular premolar dişleri Ni-Ti el eğesi ve 2 farklı döner eğe sistemi ile prepare ettikleri çalışmalarında, universal test cihazında dişlerin kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. En yüksek kırılma direnç değerleri bizim çalışmamızda olduğu gibi kontrol grubunda bulunmuştur. Deney gruplarını kendi aralarında karşılaştırdıklarında en yüksek kırılma direncini resiprokal hareketle çalışan döner eğe sistemiyle prepare ettikleri dişlerde bulmuşlardır. Çalışmamızda kullandığımız Resiproc döner eğe sistemi resiprokasyon hareketi ile çalışan tek eğe sistemidir. Çalışmanın sonuçları, bulgularımızı destekler niteliktedir (Tavanafar vd., 2015).

Nassar vd. (2022) çekilmiş mandibular premolar dişleri Ni-Ti el eğeleri ve ProTaper Gold'un da olduğu 4 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare ettikleri çalışmalarında, kanalları AH Plus kök kanal patı kullanılarak lateral kondensasyon tekniği ile doldurmuşlardır. Dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. Ni-Ti el eğeleri ile şekillendirilen dişler en yüksek kırılma direnci göstermiştir. ProTaper Gold döner eğe sistemi bizim çalışmamızda olduğu gibi istatistiksel

olarak anlamlı derece düşük kırılma direnci göstermiştir. Periservikal dentini korumanın, dişlerin kırılma direncini artıracağını bildirmişlerdir (Nassar vd., 2022).

Bagheri ve vd. (2021) çekilmiş mandibular molar dişleri paslanmaz çelik el eğesi ve 2 farklı Ni-Ti döner eğe sistemleri ile prepare ettikleri çalışmalarında, kanalları termoplastik güta perka yöntemi ile doldurmuşlardır. Kontrol grubuna herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. Kontrol grubu örnekleri, bizim çalışmamızda olduğu gibi istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermiştir. Deney grupları arasında ise dişlerin kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bildirmemişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasının nedeni, boyut olarak daha büyük dişler olan molar dişlerin kullanılması ve kanal dolgu tekniğinin farklı olması olabilir (Bagheri vd., 2021).

Salem Milani vd. (2022) 56 adet çekilmiş tek kanallı mandibular premolar dişleri, ProTaper Gold'un da olduğu 3 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare ettikleri çalışmalarında, kök kanallarını doldurmadan dişlerin universal test cihazında kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. Kontrol grubuna herhangi bir işlem uygulamamışlardır. Sonuçlara göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. İstatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamasının nedeni kullanılan diş sayısının bizim çalışmamıza göre az olması ve kök kanallarının doldurulmaması olabilir. ProTaper Gold döner eğe sistemi ile prepare edilen dişlerin, bizim çalışmamızın aksine matematiksel olarak en yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bulmuşlardır. Bunun nedeni, ProTaper Gold ile karşılaştırma yapılan döner eğe sistemlerinin farklı olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz (Salem Milani vd., 2022).

Shyma vd. (2023) 32 adet çekilmiş mandibular premolar dişleri Ni-Ti el eğeleri ve ProTaper Gold'un da olduğu 3 farklı Ni-Ti döner eğe sistemi ile prepare ettikleri çalışmalarında, universal test cihazında dişlerin kırılma dirençlerine bakarak sonuçları istatistiksel olarak analiz etmişlerdir. ProTaper Gold döner eğe sistemi ile şekillendirilmiş dişlerin en yüksek kırılma direncine sahip olduğunu, bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bu bulguların bizim çalışmamızdan farklı olması, kullanılan eğe sistemlerinin farklılığından ve kullanılan örnek sayısının bizim çalışmamızdan daha az olmasından kaynaklanmış olabilir (Shyma vd., 2023).

Kök kanal preparasyonunda yapılan hataların en aza indirilmesi için endodonti alanında her geçen gün farklı özelliklere sahip yeni döner eğe sistemleri üretilmeye devam etmektedir. Buna rağmen, Ni-Ti döner eğe sistemlerinin şekillendirme esnasında dişte yarattıkları streslere bağlı gelişen dentin hasarları halen bir tartışma konusudur. Çalışmamız sonucunda, yeni geliştirilen Ni-Ti döner eğe sistemleri ile ilgili daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, Resiproc, ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate Ni-Ti döner eğe sistemleri kullanılarak şekillendirilmiş, AH Plus kök kanal patı ile tek kon tekniği ile kanal dolgusu tamamlanmış köklerin kırılma dirençleri karşılaştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) Kırılma direnci sonuçları değerlendirildiğinde, en yüksek kırılma direnci kontrol grubunda görülürken en düşük kırılma direnci Race Evo grubunda bulunmuştur.
- 2) Kontrol grubu deney grupları ile karşılaştırıldığında; Resiproc grubuna göre matematiksel olarak yüksek kırılma direnci gösterirken, ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılma direnci göstermiştir. ($p<0.05$)
- 3) Resiproc grubu diğer deney grupları ile karşılaştırıldığında; ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek kırılma dirençleri göstermiştir. ($p<0.05$)
- 4) ProTaper Gold, Race Evo ve Rotate grupları arasında kırılma dirençleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. ($p>0.05$)
- 5) Bulgularımız ışığında Ni-Ti döner eğe sistemlerinin dişlerin kırılma dirençlerini düşürdüğü, resiprokasyon hareketin ise rotasyon hareketine göre dentin için daha güvenli olduğunu söyleyebiliriz.
- 6) Ni-Ti döner eğe sistemleri kullanılarak endodontik tedavi uygulanan dişlerin kırılma dirençleri her zaman göz önünde bulundurularak, bu dişlerin restorasyonları ile ilgili önlemler alınmalıdır.

KAYNAKLAR

- Abou El Nasr, H. M., & Abd El Kader, K. G. (2014). Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *J Endod*, 40(6), 849-851. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.09.020>
- Adorno, C. G., Yoshioka, T., Jindan, P., Kobayashi, C., & Suda, H. (2013). The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. *Int Endod J*, 46(8), 763-768. <https://doi.org/10.1111/iej.12056>
- Adorno, C. G., Yoshioka, T., & Suda, H. (2011a). Crack Initiation on the Apical Root Surface Caused by Three Different Nickel-Titanium Rotary Files at Different Working Lengths. *Journal of endodontics*, 37(4), 522-525. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.12.002>
- Adorno, C. G., Yoshioka, T., & Suda, H. (2011b). Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod*, 37(4), 522-525. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.12.002>
- Al-Omiri, M. K., & Al-Wahadni, A. M. (2006). An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. *Int Endod J*, 39(11), 890-899. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01166.x>
- Alaçam, T., Alaçam, A., Aydın, M., Tınaz, C., Ömürlü, H., Can, H., Uzel, İ., Yıldırım, S., Uzun, Ö., & Kayaoğlu, G. (2012). Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonu. *İçinde: Alaçam T (editör). Endodonti, Özyurt matbaacılık, İskitler, Ankara*, 405-514.
- AlShwaimi, E. (2018). Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. *International Endodontic Journal*, 51(1), 112-117. <https://doi.org/10.1111/iej.12756>
- Altun, F. Y., & Uzun, Ö. (2014). Resiprokasyon ve dönme hareketi yapan eğe sistemlerinin karşılaştırılması: uzaklaştırılan madde miktarı, toplam genişletme, kanal transportasyonu ve kanal eğimi değişimi. *Acta Odontologica Turcica*, 31(2), 68-79.
- Apicella, M. J., Loushine, R. J., West, L. A., & Runyan, D. A. (1999). A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*, 32(5), 376-380. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.1999.00240.x>
- Arola, D., & Reprogel, R. K. (2005). Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials*, 26(18), 4051-4061. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.10.029>
- Askerbeyli Ors, S., & Serper, A. (2018). Influence of nickel-titanium rotary systems with varying tapers on the biomechanical behaviour of maxillary first premolars under occlusal forces: a finite element analysis study. *Int Endod J*, 51(5), 529-540. <https://doi.org/10.1111/iej.12770>
- Bagheri, R., Abbaszadegan, A., Nabavizadeh, M. R., Ferooz, M., & Parashos, P. (2021). Mathematical validation of measurement of root fracture resistance: an in vitro study. *BMC Oral Health*, 21(1), 503. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01873-w>

- Bao, P., Shen, Y., Lin, J., & Haapasalo, M. (2017). In Vitro Efficacy of XP-endo Finisher with 2 Different Protocols on Biofilm Removal from Apical Root Canals. *J Endod*, 43(2), 321-325. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.09.021>
- Barreto, M. S., Moraes Rdo, A., Rosa, R. A., Moreira, C. H., So, M. V., & Bier, C. A. (2012). Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod*, 38(8), 1135-1139. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.05.002>
- Baumann, M. A., & Roth, A. (1999). Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 88(6), 714-718. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(99\)70015-6](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(99)70015-6)
- Baumgartner, J. C., Brown, C. M., Mader, C. L., Peters, D. D., & Shulman, J. D. (1984). A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *J Endod*, 10(11), 525-531. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(84\)80137-5](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(84)80137-5)
- Bender, I. B., & Freedland, J. B. (1983). Adult root fracture. *J Am Dent Assoc*, 107(3), 413-419. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1983.0276>
- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., & Lambrechts, P. (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*, 14(5), 324-333. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11803999>
- Berman, L. H., & Hargreaves, K. M. (2020). *Cohen's Pathways of the Pulp: Cohen's Pathways of the Pulp-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., & Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*, 29(1), 15-19. <https://doi.org/10.1097/00004770-200301000-00005>
- Berutti, E., Chiandussi, G., Paolino, D. S., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod*, 38(4), 505-509. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.12.040>
- Bier, C. A., Shemesh, H., Tanomaru-Filho, M., Wesselink, P. R., & Wu, M. K. (2009). The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod*, 35(2), 236-238. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.10.021>
- Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Cantatore, G., & Condorelli, G. G. (2007). Surface properties of nickel-titanium rotary instruments. *Endo-Endodontic Practice Today*, 1(1), 45-52. <Go to ISI>://WOS:000412977600005
- Buehler, W., Gilfrich, J., & Weiley, K. (1963). Superelasticity in TiNi alloy. *J. Appl. Phys*, 34, 1467-1469.
- Buehler, W. J., & Wang, F. E. (1968). A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1(1), 105-120.

- Burklein, S., Tsotsis, P., & Schafer, E. (2013). Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, 39(4), 501-504. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.045>
- Calt, S., & Serper, A. (2000). Smear layer removal by EGTA. *J Endod*, 26(8), 459-461. <https://doi.org/10.1097/00004770-200008000-00007>
- Capar, I. D., Altunsoy, M., Arslan, H., Ertas, H., & Aydinbelge, H. A. (2014). Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *J Endod*, 40(4), 551-554. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.08.030>
- Capar, I. D., Arslan, H., Akcay, M., & Ertas, H. (2014). An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod*, 40(10), 1638-1641. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.04.004>
- Capar, I. D., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H., & Ertas, E. T. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod*, 40(6), 852-856. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.010>
- Carrotte, P. (2004). Endodontics: Part 5. Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J*, 197(8), 455-464; quiz 505. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4811738>
- Carvalho, L. A., Bonetti, I., & Borges, M. A. (1999). A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J Endod*, 25(12), 807-810. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80302-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80302-1)
- Cengiz, T., Aktener, B. O., & Piskin, B. (1990). Effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J*, 23(3), 163-171. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1990.tb00094.x>
- Chan, M. Y. C., Cheung, V., Lee, A. H. C., & Zhang, C. F. (2022). A Literature Review of Minimally Invasive Endodontic Access Cavities - Past, Present and Future. *European Endodontic Journal*, 7(1), 1-10. <https://doi.org/10.14744/eej.2022.62681>
- Chan, W. S., Gulati, K., & Peters, O. A. (2023). Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel-titanium (NiTi) instruments in endodontics. *Bioact Mater*, 22, 91-111. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.09.008>
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of endodontics*, 33(10), 1217-1221.
- Cicek, E., Kocak, M. M., Saglam, B. C., & Kocak, S. (2015). Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: a scanning electron microscopy study. *Scanning*, 37(1), 49-53. <https://doi.org/10.1002/sca.21178>
- Cobankara, F. K., Ungor, M., & Belli, S. (2002). The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod*, 28(8), 606-609. <https://doi.org/10.1097/00004770-200208000-00011>

- Cohen, S., & Hargreaves, K. M. (2011). *Cohen's Pathways of the Pulp*. Mosby Elsevier.
- Çalışkan, M. K. (2006). *Endodontide tanı ve tedaviler*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Dagher, F. E. B., & Yared, G. M. (1995). Comparison of three files to prepare curved root canals. *Journal of endodontics*, 21(5), 264-265.
- Dalat, D. M., & Spangberg, L. S. W. (1994). Comparison of Apical Leakage in Root Canals Obturated with Various Gutta-Percha Techniques Using a Dye Vacuum Tracing Method. *Journal of endodontics*, 20(7), 315-319. <https://doi.org/Doi> 10.1016/S0099-2399(06)80092-0
- Dammaschke, T., Nykiel, K., Sagheri, D., & Schafer, E. (2013). Influence of coronal restorations on the fracture resistance of root canal-treated premolar and molar teeth: a retrospective study. *Aust Endod J*, 39(2), 48-56. <https://doi.org/10.1111/aej.12002>
- Dang, D. A., & Walton, R. E. (1989). Vertical root fracture and root distortion: effect of spreader design. *J Endod*, 15(7), 294-301. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(89\)80050-0](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(89)80050-0)
- De-Deus, G., Moreira, E. J., Lopes, H. P., & Elias, C. N. (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*, 43(12), 1063-1068. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01756.x>
- Deplazes, P., Peters, O., & Barbakow, F. (2001). Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod*, 27(3), 196-202. <https://doi.org/10.1097/00004770-200103000-00015>
- Driscoll, C. O., Dowker, S. E., Anderson, P., Wilson, R. M., & Gulabivala, K. (2002). Effects of sodium hypochlorite solution on root dentine composition. *J Mater Sci Mater Med*, 13(2), 219-223. <https://doi.org/10.1023/a:1013894432622>
- Ersoy, I., Kol, E., Demirhan Uygun, A., Tanriver, M., & Seckin, F. (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy research and technique*, 79(5), 345-348.
- Ertugrul, I. F., & Orhan, E. O. (2019). Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microsc Res Tech*, 82(12), 2042-2048. <https://doi.org/10.1002/jemt.23374>
- Farik, B., Munksgaard, E. C., & Andreasen, J. O. (2000). Fracture strength of fragment-bonded teeth. Effect of calcium hydroxide lining before bonding. *American journal of dentistry*, 13(2), 98-100. <Go to ISI>://WOS:000087482300011
- FKG. (2022). <https://www.fkg.ch/products/endodontics/canal-shaping-and-cleaning/race-evo>.
- Franco, V., Fabiani, C., Taschieri, S., Malentacca, A., Bortolin, M., & Del Fabbro, M. (2011). Investigation on the Shaping Ability of Nickel-Titanium Files When Used with a Reciprocating Motion. *Journal of endodontics*, 37(10), 1398-1401. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.06.030>

- Gagliardi, J., Versiani, M. A., de Sousa-Neto, M. D., Plazas-Garzon, A., & Basrani, B. (2015). Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. *J Endod*, 41(10), 1718-1724. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.07.009>
- Gall, K., & Maier, H. (2002). Cyclic deformation mechanisms in precipitated NiTi shape memory alloys. *Acta Materialia*, 50(18), 4643-4657. [https://doi.org/Pii S1359-6454\(02\)00315-4](https://doi.org/Pii%20S1359-6454(02)00315-4)
- Gambarini, G., Grande, N. M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., & Testarelli, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*, 34(8), 1003-1005. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.05.007>
- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 38(3), 398-401. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.004>
- Gavini, G., Santos, M. D., Caldeira, C. L., Machado, M. E. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res*, 32(suppl 1), e67. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>
- Goo, H. J., Kwak, S. W., Ha, J. H., Pedullà, E., & Kim, H. C. (2017). Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of endodontics*, 43(11), 1872-1877. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.05.025>
- Goodis, H. E., Marshall, G. W., Jr., White, J. M., Gee, L., Hornberger, B., & Marshall, S. J. (1993). Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 9(2), 79-84. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(93\)90079-6](https://doi.org/10.1016/0109-5641(93)90079-6)
- Grigoratos, D., Knowles, J., Ng, Y. L., & Gulabivala, K. (2001). Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*, 34(2), 113-119. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00356.x>
- Gundogar, M., & Ozyurek, T. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod*, 43(7), 1192-1196. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.009>
- Ha, J. H., Kim, S. K., Cohenca, N., & Kim, H. C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod*, 39(3), 389-393. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.028>
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
- Helfer, A. R., Melnick, S., & Schilder, H. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 34(4), 661-670. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(72\)90351-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(72)90351-9)

- Hieawy, A., Haapasalo, M., Zhou, H., Wang, Z. J., & Shen, Y. (2015). Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod*, 41(7), 1134-1138. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.030>
- Higuera, O., Plotino, G., Tocci, L., Carrillo, G., Gambarini, G., & Jaramillo, D. E. (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod*, 41(6), 913-915. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.01.023>
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Gandolfi, M. G., Giorgini, L., & Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*, 50(3), 303-313. <https://doi.org/10.1111/iej.12620>
- Jaggi, P., Mulay, S., Tandale, A., Jadhao, R., Joshi, P., Aras, S., Krishnakumar, K., & Krishna, V. (2023). Comparative Evaluation of Debris Extrusion, Remaining Dentin Thickness and Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Using Rotary and Reciprocating Endodontic File Systems: An In Vitro Study. *Cureus*, 15(7), e42290. <https://doi.org/10.7759/cureus.42290>
- Jahromi, M. Z., Mirzakouchaki, P., Mousavi, E., & Navabi, A. A. (2011). Fracture strength of mesiobuccal roots following canal preparation with hand and rotary instrumentation: an in vitro study. *Iranian endodontic journal*, 6(3), 125.
- Johnson, M. E., Stewart, G. P., Nielsen, C. J., & Hatton, J. F. (2000). Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90(3), 360-364. <https://doi.org/10.1067/moe.2000.108951>
- Kansal, R., Rajput, A., Talwar, S., Roongta, R., & Verma, M. (2014). Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod*, 40(9), 1443-1446. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.015>
- Karatas, E., Gunduz, H. A., Kirici, D. O., Arslan, H., Topcu, M. C., & Yeter, K. Y. (2015). Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *J Endod*, 41(2), 261-264. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.10.019>
- Kiefner, P., Ban, M., & De-Deus, G. (2014). Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International Endodontic Journal*, 47(5), 430-436.
- Kim, H. C., Cheung, G. S., Lee, C. J., Kim, B. M., Park, J. K., & Kang, S. I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod*, 34(6), 743-747. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.03.015>
- Kim, H. C., Lee, M. H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C. J., & Kim, B. M. (2010a). Potential Relationship between Design of Nickel-Titanium Rotary Instruments and Vertical Root Fracture. *Journal of endodontics*, 36(7), 1195-1199. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.010>

- Kim, H. C., Lee, M. H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C. J., & Kim, B. M. (2010b). Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod*, 36(7), 1195-1199. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.010>
- Kishen, A. (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13(1), 57-83.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*, 27(8), 516-520. <https://doi.org/10.1097/00004770-200108000-00005>
- Kunert, G. G., Camargo Fontanella, V. R., de Moura, A. A., & Barletta, F. B. (2010). Analysis of apical root transportation associated with ProTaper Universal F3 and F4 instruments by using digital subtraction radiography. *J Endod*, 36(6), 1052-1055. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.004>
- Kuzekanani, M., & Najafipour, R. (2018). Prevalence and Distribution of Radix Paramolaris in the Mandibular First and Second Molars of an Iranian Population. *J Int Soc Prev Community Dent*, 8(3), 240-244. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_58_18
- Küçükay, S., Küçükay, I., & Yılmaz, B. (2004). Kök kanalı şekillendirme yöntemleri. *İstanbul: Promat AŞ*, 75.
- Lertchirakarn, V., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (1999). Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod*, 25(2), 99-104. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80005-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80005-3)
- Lertchirakarn, V., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2003a). Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod*, 29(8), 529-534. <https://doi.org/10.1097/00004770-200308000-00009>
- Lertchirakarn, V., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2003b). Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*, 29(8), 523-528. <https://doi.org/10.1097/00004770-200308000-00008>
- Li, G. (1988). Preparation of the root canal: Equipment and technique for cleaning, shaping, and irrigation. *Endodontic practice*, 179-227.
- Liu, R., Hou, B. X., Wesselink, P. R., Wu, M. K., & Shemesh, H. (2013). The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod*, 39(8), 1054-1056. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.04.013>
- Llena-Puy, M. C., Forner-Navarro, L., & Barbero-Navarro, I. (2001). Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 92(5), 553-555. <https://doi.org/10.1067/moe.2001.117262>
- Loney, R. W., Moulding, M. B., & Ritsco, R. G. (1995). The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont*, 8(3), 247-251. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10348593>

- Mareending, M., Luder, H. U., Brunner, T. J., Knecht, S., Stark, W. J., & Zehnder, M. (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J*, 40(10), 786-793. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01287.x>
- Metzger, Z., BASRANI, B., & GOODIS, H. E. (2011). Instruments, materials, and devices. *Cohen's Pathways of the Pulp*, 223-282.
- Metzger, Z., Teperovich, E., Zary, R., Cohen, R., & Hof, R. (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod*, 36(4), 679-690. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.036>
- Morgan, N. B. (2004). Medical shape memory alloy applications - the market and its products. *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 378(1-2), 16-23. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2003.10.326>
- Mustafa, M., Attur, K., Bagda, K. K., Singh, S., Oak, A., & Kathiria, N. (2022). An Appraisal on Newer Endodontic File Systems: A Narrative Review. *J Contemp Dent Pract*, 23(9), 944-952. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-3398>
- Nassar, S., Shetty, H. K., Nair, P. M. S., Gowri, S., & Jayaprakash, K. (2022). Comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated bicuspid instrumented with hand files, trunatomy, protaper next, protaper gold, and waveone - An study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 14(Suppl 1), 600-604. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_739_21
- Naumann, M., Metzendorf, G., Fokkinga, W., Watzke, R., Sterzenbach, G., Bayne, S., & Rosentritt, M. (2009). Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil*, 36(4), 299-312. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01940.x>
- Necchi, S., Taschieri, S., Petrini, L., & Migliavacca, F. (2008). Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J*, 41(11), 939-949. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01454.x>
- Obermayr, G., Walton, R. E., Leary, J. M., & Krell, K. V. (1991). Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent*, 66(2), 181-187. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80045-9](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80045-9)
- Otsuka, K., & Ren, X. (2005). Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science*, 50(5), 511-678. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001>
- Pallares, A., Faus, V., & Glickman, G. N. (1995). The adaptation of mechanically softened gutta-percha to the canal walls in the presence or absence of smear layer: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J*, 28(5), 266-269. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1995.tb00312.x>
- Pereira, E. S., Gomes, R. O., Leroy, A. M., Singh, R., Peters, O. A., Bahia, M. G., & Buono, V. T. (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater*, 29(12), e318-324. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.004>

- Pereira, E. S., Peixoto, I. F., Viana, A. C., Oliveira, II, Gonzalez, B. M., Buono, V. T., & Bahia, M. G. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 45(5), 469-474. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01998.x>
- Pereira, E. S., Viana, A. C., Buono, V. T., Peters, O. A., & Bahia, M. G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod*, 41(1), 67-71. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.005>
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*, 30(8), 559-567. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000129039.59003.9d>
- Peters, O. A., Gluskin, A. K., Weiss, R. A., & Han, J. T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 45(11), 1027-1034. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02067.x>
- Peters, O. A., & Peters, C. I. (2006). Cleaning and shaping of the root canal system. *Cohen's Pathway of the Pulp ed*, 12, 236-303.
- Pilo, R., Corcino, G., & Tamse, A. (1998). Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with hand and rotatory instruments. *J Endod*, 24(6), 401-404. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(98\)80020-4](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(98)80020-4)
- Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Gandolfi, M. G., & Prati, C. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 49(5), 483-493. <https://doi.org/10.1111/iej.12470>
- Pitts, D. L., & Natkin, E. (1983). Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod*, 9(8), 338-346. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(83\)80150-2](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(83)80150-2)
- Plotino, G., Grande, N. M., Mercade Bellido, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2017). Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod*, 43(2), 200-202. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.10.014>
- Plotino, G., Testarelli, L., Al-Sudani, D., Pongione, G., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102(1), 31-35. <https://doi.org/10.1007/s10266-012-0088-8>
- Prado, M., Simao, R. A., & Gomes, B. P. (2013). Effect of different irrigation protocols on resin sealer bond strength to dentin. *J Endod*, 39(5), 689-692. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.009>
- Ramadan, F., AbuMostafa, A., & Alharith, D. (2023). Evaluation of cyclic fatigue and bending test for different Nickle-Titanium files. *Plos one*, 18(8), e0290744. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290744>
- Reeh, E. S., Messer, H. H., & Douglas, W. H. (1989). Reduction in Tooth Stiffness as a Result of Endodontic and Restorative Procedures. *Journal of endodontics*, 15(11), 512-516. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(89\)80191-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(89)80191-8)

- Ricks-Williamson, L. J., Fotos, P. G., Goel, V. K., Spivey, J. D., Rivera, E. M., & Khera, S. C. (1995). A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod*, 21(7), 362-367. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80971-4](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80971-4)
- Ruddle, C. J. (2005). The protaper technique. *Endodontic Topics*, 10(1), 187-190.
- Rundquist, B., & Versluis, A. (2006). How does canal taper affect root stresses? *International Endodontic Journal*, 39(3), 226-237.
- Salem Milani, A., Ganjpour, S., Dehghani, F., Rahimi, S., & Sabanik, P. (2022). Comparison of the fracture resistance of the teeth prepared with ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold rotary files. *Clin Exp Dent Res*, 8(6), 1421-1425. <https://doi.org/10.1002/cre2.660>
- Sathorn, C., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2005). A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. *J Endod*, 31(4), 283-287. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000140580.03121.61>
- Sathorn, C., Palamara, J. E., Palamara, D., & Messer, H. H. (2005). Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod*, 31(4), 288-292. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000140579.17573.f7>
- Saw, L. H., & Messer, H. H. (1995). Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod*, 21(6), 314-320. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)81008-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81008-3)
- Schafer, E., & Lau, R. (1999). Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod*, 25(6), 427-430. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80272-6](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80272-6)
- Schafer, E., & Vlassis, M. (2004). Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 37(4), 239-248. <https://doi.org/10.1111/j.0143-2885.2004.00783.x>
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 18(2), 269-296. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4522570>
- Sedgley, C. M., & Messer, H. H. (1992). Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*, 18(7), 332-335. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80483-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80483-8)
- Shemesh, H., Bier, C. A., Wu, M. K., Tanomaru-Filho, M., & Wesselink, P. R. (2009). The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, 42(3), 208-213. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01502.x>
- Shemesh, H., Roeleveld, A. C., Wesselink, P. R., & Wu, M. K. (2011). Damage to root dentin during retreatment procedures. *J Endod*, 37(1), 63-66. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.10.002>
- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37(11), 1566-1571. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.08.005>

- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, 39(2), 163-172. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.005>
- Shyma, P., Mathew, J., George, L., Vineet, R., Paul, S., & Joy, A. (2023). Comparative evaluation of pericervical dentin preservation and fracture resistance of root canal-treated teeth with rotary endodontic file systems of different types of taper—An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 26(4), 429-433.
- Silva, E. J., Muniz, B. L., Pires, F., Belladonna, F. G., Neves, A. A., Souza, E. M., & De-Deus, G. (2016). Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper Universal and ProTaper Gold systems. *Restor Dent Endod*, 41(1), 1-5. <https://doi.org/10.5395/rde.2016.41.1.1>
- Soares, C. J., Santana, F. R., Silva, N. R., Pereira, J. C., & Pereira, C. A. (2007). Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod*, 33(5), 603-606. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.01.016>
- Sornkul, E., & Stannard, J. G. (1992). Strength of Roots before and after Endodontic Treatment and Restoration. *Journal of endodontics*, 18(9), 440-443. <https://doi.org/Doi> 10.1016/S0099-2399(06)80845-9
- Stokes, A. N., & Hood, J. A. (1993). Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *J Oral Rehabil*, 20(1), 89-95. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1993.tb01518.x>
- Strawn, S. E., White, J. M., Marshall, G. W., Gee, L., Goodis, H. E., & Marshall, S. J. (1996). Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions - Short term. *Journal of dentistry*, 24(6), 417-423. <https://doi.org/Doi> 10.1016/0300-5712(95)00106-9
- Sugaya, T., Nakatsuka, M., Inoue, K., Tanaka, S., Miyaji, H., Sakagami, R., & Kawamami, M. (2015). Comparison of fracture sites and post lengths in longitudinal root fractures. *J Endod*, 41(2), 159-163. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.09.017>
- Szep, S., Gerhardt, T., Leitzbach, C., Luder, W., & Heidemann, D. (2001). Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. *Clin Oral Investig*, 5(1), 17-25. <https://doi.org/10.1007/pl00010680>
- Tamse, A., Fuss, Z., Lustig, J., & Kaplavi, J. (1999). An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod*, 25(7), 506-508. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80292-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80292-1)
- Tang, W., Wu, Y., & Smales, R. J. (2010). Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*, 36(4), 609-617. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.002>
- Tavanafar, S., Karimpour, A., Karimpour, H., Mohammed Saleh, A., & Hamed Saeed, M. (2015). Effect of Different Instrumentation Techniques on Vertical Root Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *J Dent (Shiraz)*, 16(1 Suppl), 50-55. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26106635>

- Teixeira, F. B., Teixeira, E. C., Thompson, J. Y., & Trope, M. (2004). Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc*, 135(5), 646-652. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0255>
- Thangaraj, D. N., Ballal, V., & Acharya, S. R. (2009). Determination of calcium loss and its effect on microhardness of root canal dentin following treatment with 17% ethylenediaminetetraacetic acid solution at different time intervals-An in vitro study. *Endodontology*, 21(1), 9-15.
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33(4), 297-310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
- Topcuoglu, H. S., Arslan, H., Keles, A., & Koseoglu, M. (2012). Fracture resistance of roots filled with three different obturation techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(3), e528-532. <https://doi.org/10.4317/medoral.17518>
- Topcuoglu, H. S., Duzgun, S., Akti, A., & Topcuoglu, G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J*, 50(7), 713-717. <https://doi.org/10.1111/iej.12674>
- Trope, M., Bunes, A., & Debelian, G. (2015). Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endodontic Topics*, 32(1), 86-96.
- Trope, M., & Ray, H. L., Jr. (1992). Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73(1), 99-102. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(92\)90163-k](https://doi.org/10.1016/0030-4220(92)90163-k)
- Uslu, G., Ozyurek, T., Yilmaz, K., & Gundogar, M. (2018). Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *Int Endod J*, 51(5), 584-589. <https://doi.org/10.1111/iej.12846>
- Uygun, A. D., Kol, E., Topcu, M. K. C., Seekin, F., Ersoy, I., & Tanriver, M. (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*, 49(5), 494-499. <https://doi.org/10.1111/iej.12471>
- Vaudt, J., Bitter, K., Neumann, K., & Kielbassa, A. M. (2009). Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J*, 42(1), 22-33. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01489.x>
- vdw. (2024). <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/vdwrotate/>.
- Versluis, A., Messer, H. H., & Pintado, M. R. (2006). Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*, 39(12), 931-939. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01164.x>
- Versumer, J., Hulsmann, M., & Schafers, F. (2002). A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*, 35(1), 37-46. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2002.00454.x>
- Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7), 346-351. [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(88)80196-1)

- Walton, R. E., & Torabinejad, M. (1995). Principles and practice of endodontics.
- Weiger, R., Heuchert, T., Hahn, R., & Lost, C. (1995). Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. *Endod Dent Traumatol*, 11(5), 214-219. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1995.tb00491.x>
- Wilcox, L. R., Roskelley, C., & Sutton, T. (1997). The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23(8), 533-534. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(97\)80316-0](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(97)80316-0)
- Wolle, C. F., Vasconcellos, M. A., Hinrichs, R., Becker, A. N., & Barletta, F. B. (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 35(11), 1558-1562. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.07.023>
- Wu, M. K., Fan, B., & Wesselink, P. R. (2000). Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod*, 26(4), 210-216. <https://doi.org/10.1097/00004770-200004000-00003>
- Wu, M. K., van der Sluis, L. W., & Wesselink, P. R. (2005). The risk of furcal perforation in mandibular molars using Gates-Glidden drills with anticurvature pressure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 99(3), 378-382. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.07.008>
- Wu, M. K., van der Sluis, L. W. M., & Wesselink, P. R. (2004). Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *Journal of dentistry*, 32(4), 265-268. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.12.002>
- Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., & Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 42(7), 621-626. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01563.x>
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, 41(4), 339-344. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01351.x>
- Yared, G. (2011). Canal preparation using one reciprocating instrument without prior hand filing: A new concept. *Int Dent SA*, 2, 78-87.
- Yared, G., & Ramli, G. A. (2013). Single file reciprocation: A literature review. *Endo-Endodontic Practice Today*, 7(3), 171-178. <Go to ISI>://WOS:000413011700002
- Yassen, G. H., Vail, M. M., Chu, T. G., & Platt, J. A. (2013). The effect of medicaments used in endodontic regeneration on root fracture and microhardness of radicular dentine. *Int Endod J*, 46(7), 688-695. <https://doi.org/10.1111/iej.12046>
- Yoshino, K., Ito, K., Kuroda, M., & Sugihara, N. (2015). Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clinical oral investigations*, 19(6), 1405-1409. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1357-4>
- Zamin, C., Silva-Sousa, Y. T., Souza-Gabriel, A. E., Messias, D. F., & Sousa-Neto, M. D. (2012). Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*, 28(4), 282-286. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2011.01087.x>

EKLER



ÖZGEÇMİŞ

1.Bireysel Bilgiler

Adı: Diyar

Soyadı: Dirik

